

**Univerzita Karlova v Praze**

**1. lékařská fakulta**

**SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ  
ZDRAVOTNICKÁ TECHNIKA A INFORMATIKA**



**Bc. Pavlína Svozílková**

Využití technických prostředků pro posouzení vlivu  
rehabilitace na pohyb horních končetin

The use of technical means to assess the impact of  
rehabilitation for upper limb movement

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Ing. Karel Hána, Ph.D.

Praha 2011

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze.

Současně dávám svolení k tomu, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům. Za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou přednáškovou nebo publikační aktivitu, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

V Praze, 25.05.2011

Pavĺína Svozílková

### **Poděkování**

Děkuji vedoucímu své diplomové práce, Ing. Karlu Hánovi, Ph.D. za zájem, připomínky a čas, který mi věnoval. Dále děkuji spolupracovníkům Kliniky rehabilitačního lékařství 1. LF UK v Praze a VFN, pracovníkům firmy PRINCIP a.s. a také pracovníkům Společného pracoviště biomedicínckého inženýrství FBMI a 1. LF UK za jejich spolupráci a věcné připomínky. Děkuji Ing. Nikole Kaspříkové za statistické konzultace a rady při zpracování dat. Mé poděkování patří i všem blízkým za velkou podporu.

## **Identifikační záznam**

SVOZÍLKOVÁ, Pavlína. *Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin [The use of technical means to assess the impact of rehabilitation for upper limb movement]*. Praha, 2011. 76 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta. Vedoucí práce Ing. Karel Hána, Ph.D.

## **Abstrakt**

Cílem práce bylo ověřit, zda lze využít inerciální systém pro měření aktivity horní paretické končetiny v rehabilitaci osob po poškození mozku s různým rozsahem funkčního poškození horní končetiny, a prokázat tak předpokládané zvýšení této aktivity.

Jedna z možností jak získat objektivní informace o aktivitě horní paretické končetiny je použití inerciálního systému. Měření probíhalo u 21 osob, které docházely na terapie na Kliniku rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Každý z nich utrpěl poškození mozku před více než 1 rokem a zároveň měl narušenou pohyblivost horní končetiny.

Chování horní paretické končetiny bylo hodnoceno z hlediska dat získaných z inerciálního systému a z hlediska dat získaných v Jebsen-Taylor testu. Inerciální jednotky byly umístěny na zápěstí levé i pravé končetiny a na levém boku u pasu. Měření inerciálním systémem probíhalo v domácím prostředí cca 12 hodin denně po dobu 4 týdnů, kdy měly osoby za úkol cvičit předepsané cviky. Jebsen-Taylor test probíhal na začátku studie, jako vstupní měření, a po 4 týdnech, jako výstupní měření. Získaná data byla statisticky vyhodnocena pomocí Wilcoxonova párového testu.

Porovnáním dat průměrných týdenních aktivit, získaných inerciální jednotkou, lze objektivně určit, zda se aktivita horní paretické končetiny zvýšila, snížila anebo došlo ke stagnaci stavu. Výsledek Wilcoxonova párového testu pro data z inerciálního systému je P-hodnota 0,395753. Pro data z Jebsen-Taylor testu je P-hodnota 0,378605. Tyto výsledky neprokázaly statisticky významné rozdíly mezi dřívějšími a pozdějšími (vstupním a výstupním) měřeními. Celodenní nošení inerciálního systému přispívá k větší motivaci cvičit v domácím prostředí. Inerciální systém lze v praxi použít k měření aktivity paretické horní končetiny.

## **Klíčová slova**

Inerciální systém, gyroskop, akcelerometr, rehabilitace, horní končetina, paréza, aktivita

## **Abstract**

The goal of this thesis was determine whether we can to use an inertial system for measuring the activity of the upper limb signs of paresis in the rehabilitation of people after brain damage with a diverse range of upper limbs functional damage, and demonstrating the expected increase in this activity.

One way to obtain objective information about the activity of the upper limb signs of paresis is the use of inertial systems. 21 people who went to therapy on the Department of Rehabilitation Medicine First Faculty of Medicine Charles University in Prague and General University Hospital in Prague were measured. Each of them suffered brain damage more than a year ago and also had impaired upper limb mobility.

The behavior of the upper limb signs of paresis were evaluated from data obtained by inertial system and by Jebsen-Taylor test. Inertial units were located on the left and right wrist and left side at the waist. An inertial system measurement was carry out at home about 12 hours a day for 4 weeks, when the persons responsible for training specified exercises. Jebsen-Taylor test was conducted at the beginning of the study, as the initial measurement, and after 4 weeks, as the output measurement. The obtained data were statistically evaluated by Wilcoxon paired test.

By comparing the average weekly activity data obtained by an inertial unit, can objectively determine whether the activity of the upper limb signs of paresis was increased, decreased or there was a state of stagnation. The result of Wilcoxon test for paired data from the inertial system is a P-value 0.395753. For data from the Jebsen-Taylor test is a P-value 0.378605. These results did not demonstrate statistically significant differences between the earlier and later (input and output) measurements. All-day wearing inertial system contributes to increased motivation to practice at home. Inertial system can be used in practice to measure the activity of the upper limb signs of paresis. Inertial system can be used to measure the activity of the upper limb signs of paresis.

## **Keywords**

Inertial system, gyroscope, accelerometer, rehabilitation, upper limb, paresis, activity

## Obsah

1	Úvod .....	9
2	Rehabilitace horní končetiny .....	10
2.1	Horní končetina .....	10
2.1.1	Řízení funkce horní končetiny .....	10
2.1.2	Motorika .....	12
2.2	Příčiny poruch funkce .....	12
2.3	Metody rehabilitace .....	14
2.4	Testovací metody horních končetin .....	16
3	Snímání pohybu (Motion Capture) .....	22
3.1	Mechanický systém .....	23
3.2	Optický systém .....	24
3.3	Magnetický systém .....	25
3.4	Optoelektrický systém .....	26
3.5	Ultrazvukový systém .....	26
3.6	Inerciální systém .....	27
4	Inerciální systém .....	28
4.1.1	Charakteristika technologie MEMS .....	30
4.1.2	Inerciální senzory v medicíně .....	31
5	Cíl práce, výzkumná otázka a hypotézy .....	33
5.1	Cíl práce .....	33
5.2	Výzkumná otázka .....	33
5.3	Hypotézy .....	33
6	Metodika výzkumu .....	34
6.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	34
6.2	Metody sběru dat .....	35
6.2.1	Technické vybavení .....	35
6.2.2	Postup měření .....	37
6.3	Zpracování a analýza dat .....	40
7	Výsledky .....	41
7.1	Výsledek statistického testování hypotéz .....	41
7.2	Popisná analýza dat z inerciálního systému .....	42
7.3	Popisná analýza dat z Jebsen-Taylor testu: .....	47

8	Diskuze .....	54
9	Závěr .....	57
10	Referenční seznam .....	58
11	Přílohy .....	63
11.1	Příloha č. 1 - Seznam použitých zkratk .....	63
11.2	Příloha č. 2 - Indikace stavu inerciální jednotky pomocí LED diod .....	64
11.3	Příloha č. 3 - WmsAPP 0.1.22 .....	65
11.4	Příloha č. 4 – WMSBASE .....	66
11.5	Příloha č. 5 - Souhrn cviků .....	67
11.6	Příloha č. 6 - Dotazník .....	73
11.7	Příloha č. 7 – Informovaný souhlas .....	76



# 1 Úvod

Technický pokrok se odráží v mnoha oblastech lidského působení. Jinak tomu není ani v oblasti medicíny. Příkladem mohou být kvalitní a důmyslné přístroje na záchranu života či monitorování životních funkcí, přístroje získávající podrobnější informace v oblasti diagnostiky onemocnění i úrazů a mimo jiné také technické prostředky používané v oblasti rehabilitace. Rehabilitace má ve společnosti nezastupitelnou úlohu. Jedná se o aktivní děj a skládá se z několika oblastí – zdravotní, sociální, pracovní a další.

V dnešní době lze na rehabilitačních odděleních najít moderní technická vybavení, nicméně v oblasti rehabilitace horní končetiny je paleta možností nevýrazná. Fyzioterapie využívá k posílení svalstva a rozsahu pohybu např. rotačních přístrojů. Ergoterapie, která se více zabývá funkční schopností horních končetin, využívá k diagnostice např. v oblasti ergodiagnostiky ruční dynamometry zjišťující svalovou sílu. K ostatním diagnostickým potřebám slouží pozorování či jiné měřicí metody a testy, které mohou být zatížené subjektivní chybou. Do praxe se stále více zavádějí standardizovaná hodnocení, která mají také svá uplatnění a snižují riziko subjektivního ovlivnění.

Na českém trhu chybí objektivní metoda vhodná k hodnocení pohybu horních končetin. V současné době máme více možností jak měřit pohyb horní končetiny. Objektivní informace lze získat technickými prostředky, mimo jiné pomocí technologie snímající pohyb, tzv. Motion capture (MoCap). Jde o rychle se rozvíjející technologii, která se uplatní nejen v armádě, v průmyslu, v kinematografii, v herním průmyslu ale i ve zdravotnictví. (1)

Snímání pohybu pomocí systému Motion capture nachází své uplatnění v rehabilitaci horních končetin. Předkládaná diplomová práce uvádí přehled několika systémů měřících pohyb a jejich krátké porovnání. Po zvážení všech výhod, nevýhod a možností spolupracujícího pracoviště bylo pro praktickou část zvoleno měření pomocí vhodného inerciálního systému. Práce se zabývá využitím inerciálního systému v rehabilitaci osob po poškození mozku s různým typem postižení funkce horní parietické končetiny.

Spolupracujícím pracovištěm je Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN v Praze.

## **2 Rehabilitace horní končetiny**

### **2.1 Horní končetina**

Horní končetina je významná část těla a je nejdůležitějším nástrojem, jímž člověk vstupuje do interakce s okolím. Plní funkci manipulační (úchop, úder, tlak), funkci senzorickou (tzv. čítí), dále funkci komunikační (gestikulace, znaková řeč, sociální kontakt) a opěrnou. (2)

Desai (3) popisuje ruce jako zprostředkovatelé informací a vykonavatelé odpovědi. Tyto dvě funkce jsou těsně spojeny a navzájem se ovlivňují. Např. pohyblivost prstu je nepostradatelná pro identifikaci předmětu. Realizace funkce horní končetiny je dána mj. činností nervového systému. (4). Poškození ruky neznamena jen poškození částí těla, ale je újmou celé osobnosti. (5)

#### **2.1.1 Řízení funkce horní končetiny**

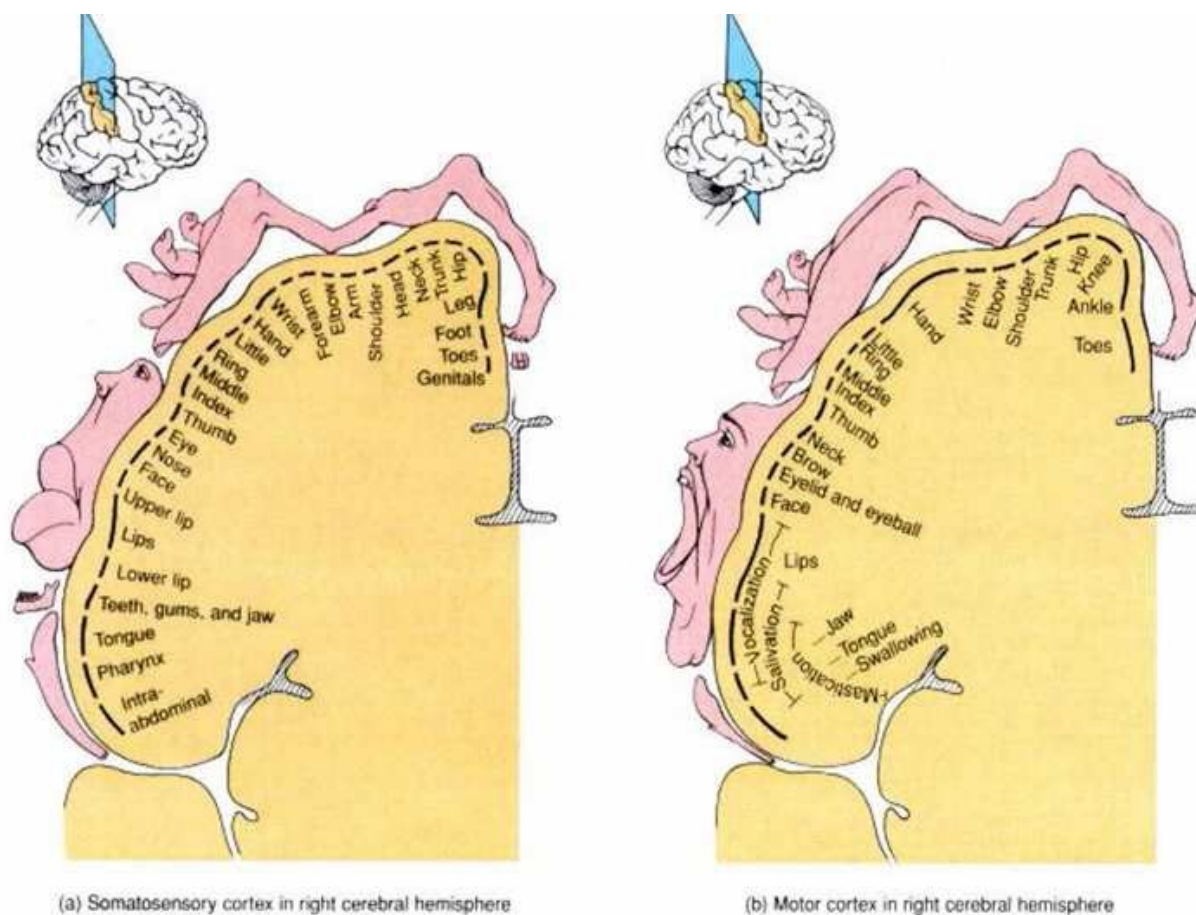
Tichý (4) zastává názor, že funkce úchopu úzce souvisí s vývojem centrální nervové soustavy. Podle něj jsou struktura a konfigurace horní končetiny jenom předpokladem její funkce a vymezují možnosti jejího rozsahu. Realizace funkce samé je dána činností nervového systému. Jak potvrzuje i Janišová (6), je vyžívání centrálního nervového systému základní předpoklad pro vývoj motoriky ruky. K tomu se přidává Dylevský (7), který uvádí, že se při kontrole svalové činnosti uplatňuje mozeček. Ten zabezpečuje udržování rovnováhy, reguluje svalový tonus a zajišťuje časovou koordinaci pohybu. Můžeme jej rozdělit na tři části – vestibulární mozeček, spinální mozeček a pontinní mozeček. Pontinní část koriguje chybné provedení pohybu při současném průběžném srovnávání informací přicházejících z mozkové kůry (o přípravě pohybu), z proprioreceptoru a z kožních receptorů (o vlastním pohybu). Uplatňují se zde i signály z ostatních smyslových orgánů, zejména zrakové. Při poškození této části mozečku můžeme mimo jiné pozorovat např. přestřelování pohybu (hypermetrie) a třes. Lehce můžeme vyvodit, jak nepostradatelná je také percepce a vyhodnocení percepčních informací v mozku.

#### **Kortikalizace funkce ruky**

Mayer a Hlušík (2) se shodují, že diferencovaná a úkolově zaměřená manipulační funkce ruky je (spolu s řečovými funkcemi) extrémně kortikalizovaná a

výrazně stranově diferencovaná. Její kontrola vyžaduje zapojení primárního motorického kortexu. Určitou představu o kortikální reprezentaci ruky podává klasický senzomotorický homunkulus (viz. obrázek č. 1). Moderní funkční zobrazovací metody klasické představy upřeshňují. Funkce ruky má tedy výraznou kognitivní (rozpoznávací a uvědomovanou) a visuospaciální (zrakově-prostorovou) komponentu.

Obrázek č. 1 Homunkulus<sup>1</sup>: a) Somatosenzorický kortex pravé mozkové hemisféry, b) Motorický kortex pravé mozkové hemisféry



Výše uvádím informace o řízení horní končetiny. Pro zájemce o bližší popis anatomie horní končetiny doporučuji učební texty Anatomie 1<sup>2</sup>. Autory jsou Prof. MUDr. Radomír Čihák, DrSc., a prof. MUDr. Miloš Grim, DrSc. Učebnice obsahuje anatomii celého pohybového aparátu.

<sup>1</sup> Zdroj: [cogsci.bme.hu/~malbu/Neuropsych/ELUP-motorfunction.pdf](http://cogsci.bme.hu/~malbu/Neuropsych/ELUP-motorfunction.pdf)

<sup>2</sup> Zdroj: ČIHÁK, R; GRIM, M. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: GRADA, 2001. 500 s. ISBN 80-7169-970-5.

### **2.1.2 Motorika**

Přinosilová (8) tvrdí, že motorika je celková pohybová schopnost člověka, celkový souhrn pohybových aktivit lidského těla. Její úroveň úzce souvisí s rozvojem řeči, myšlení a lateralitou. Můžeme ji rozdělit na hrubou motoriku a jemnou motoriku. (9)

Hrubá motorika představuje dle Přinosilové (8) pohyby celého těla, pohyby velkých svalových skupin. Opatřilová (10) ji charakterizuje jako ovládání a držení těla, koordinaci horních a dolních končetin a rytmizaci pohybů.

Jemnou motoriku popisuje Opatřilová (10) jako pohyby ruky, uchopování a manipulace s drobnými předměty. Je zajišťována malými svalovými skupinami a zahrnuje také:

- grafomotoriku – pohybová aktivita při grafických činnostech
- logomotoriku – pohybová aktivita mluvních orgánů při artikulované řeči
- mimiku – pohybová aktivita obličeje
- oromotoriku – pohyby dutiny ústní
- vizuomotoriku – pohybové aktivity se zpětnou zrakovou vazbou

## **2.2 Příčiny poruch funkce**

V dnešní době se počet osob s poškozenou funkcí ruky zvyšuje. Pokročilé technické vybavení lékařů umožňuje zachránit lidské životy, mnohdy za cenu snížené kvality života (např. v podobě poškození horních končetin). Zvyšuje se počet zachráněných osob po poškození mozku i počet zachráněných novorozenců s různým typem postižení (fyzické, smyslové, mentální). Poškození funkce ruky lze dělit na poškození fyzického původu (úrazy, amputace, vývojové anomálie, ...) a poškození nervového původu (např. nervová onemocnění, která ovlivní motoriku i senzorické funkce). Dále je můžeme rozdělit na vrozené a získané.(11) V takových případech je východiskem kvalitní zdravotnická péče, kam patří i kvalitní rehabilitace, která se snaží o návrat do původního zdravotního stavu (v ideálním případě). Chceme-li efektivně a cíleně léčit, musíme nejdříve správně vyšetřit.

Níže uvádím rozdělení stavů dle Hadraby (11), kdy dochází nebo může dojít k poškození funkce horních končetin.

**Vady vrozené:**

- vrozené totální či parciální defekty ruky nebo celé horní končetiny
- neúplná nebo deformovaná ruka nasedá přímo k rameni nebo je připojena rudimentem dlouhé kosti (fokomelie)
- vrozené interkalární (vmezeřené) defekty paže nebo předloktí
- změny v kloubech nebo jejich chybění
- vrozeně vbočená či vybočená ruka, často provázena částečným či úplným chyběním příslušné předloketní kosti a některého paprsku ruky

**Vady získané:**

- traumatická postižení horní končetiny
  - poranění šlach
  - zlomeniny prstů, ruky, předloktí
- nervosvalová onemocnění
  - myastenie
  - myopatie
- nervově-cévní postižení
  - cévní mozková příhoda
- centrální nervové poškození
  - dětská mozková obrna
  - roztroušená skleróza mozkomíšní
  - Parkinsonova nemoc a syndrom
  - mozečková ataxie
  - poškození míchy
  - expanzivní proces v CNS
  - atetóza, chorea
- periferní léze nervů
  - např. n. medianus, radialis, ulnaris
- stavy po amputacích či exartikulacích horní končetiny
- metabolická onemocnění
  - diabetická polyneuropatie
  - jaterní encefalopatie
- vertebrogenní onemocnění
  - cervikobrachiální syndrom

- infekční onemocnění
  - encefalitida
  - borrelióza
  - neurosyphilis
  - poliomyelitis anterior acuta
- Sudeckův syndrom, Dupuytrenova kontraktura
- zánětlivá a degenerativní onemocnění kloubů
  - osteoartróza
  - revmatoidní artritida

## 2.3 Metody rehabilitace

Podle OSN je kvalita úrovně rehabilitace kritériem kulturní úrovně společnosti. Jde o celospolečenský proces, který se dotýká téměř všech aspektů společenského života. Z celého rozsáhlého a složitého komplexu rehabilitace se v rámci zdravotnictví realizuje rehabilitační proces jako léčebná rehabilitace. (12)

Rozdělíme-li rehabilitaci horních končetin dle zaměření terapie, získáme dvě odvětví – ergoterapii a fyzioterapii. Obě se zaměřují na funkci horní končetiny, přičemž ergoterapie podporuje zapojení horní končetiny do aktivit běžného života (např. trénink soběstačnosti).

Oba tyto obory se řadí do tzv. multidisciplinárního týmu, který vzniká odbornou spoluprací mnoha specialistů (lékař, sestra, ergoterapeut, fyzioterapeut, logoped, psycholog, speciální pedagog, ...). (13)

### Ergoterapie

Ergoterapie je profese, která prostřednictvím smysluplného zaměstnávání usiluje o zachování a využívání schopností jedince potřebných pro zvládnutí běžných denních, pracovních, zájmových a rekreačních činností u osob jakéhokoli věku s různým typem postižení (fyzickým, smyslovým, psychickým, mentálním nebo sociálním znevýhodněním). Podporuje maximálně možnou participaci jedince v běžném životě, přičemž respektuje plně jeho osobnost a možnosti. (14)

Primárním zájmem ergoterapie je umožnit jedinci vykonávat aktivity každodenního života (Activities of Daily Living), pracovní a volnočasové aktivity, které on sám považuje za užitečné nebo smysluplné, v jeho vlastním sociálním prostředí. (15)

Hlavním terapeutickým prostředkem v ergoterapii je aktivita či zaměstnání, které vychází z potřeb osoby. Jak uvádí Chlumecká a Jersáková (15) odráží se na volbě aktivity i individuální životní styl, sociální role a faktory prostředí, které jsou pro provedení aktivity charakteristické.

Cílem ergoterapie je umožnit osobám zachovat si maximální soběstačnost v běžných denních činnostech (z anglického originálu Activities of Daily Living, ADL), pracovních činnostech a aktivitách volného času. Nácvik činností, ve kterých je osoba z důvodu onemocnění, úrazu, vývojové vady či procesu stárnutí limitována, probíhá v reálných situacích a pokud to je možné i v jejím vlastním prostředí. Ergoterapeut pomáhá řešit praktické otázky související se snížením či ztrátou soběstačnosti v činnostech, které jsou pro člověka nepostradatelné. (14)

### **Fyzioterapie**

Obor fyzioterapie je zaměřený na diagnostiku a terapii funkčních poruch pohybového systému. Prostřednictvím pohybu a dalších fyzioterapeutických postupů cíleně ovlivňuje funkce ostatních systémů včetně funkcí psychických.

K pohybové diagnostice používá fyzioterapie speciální kineziologické postupy a testy, fyzikální měření ke stanovení rozsahu pohybu v kloubech a stupně svalové síly, k vyhodnocení pohybových vzorů, posturálního a lokomočního chování pacienta, klienta. Diagnostické postupy vedou ke stanovení terapeutického plánu, ergonomickému poradenství.

K terapii používá fyzioterapie neinvazivní léčebné prostředky fyzikální povahy. Je to především pohyb a to aktivní i pasivní, mechanické podněty, gravitace, teplo, chlad, tlakové a vztlkové síly vodního prostředí uplatněné ve speciálních postupech, metodách a konceptech pohybové, manuální a reflexní terapie, ergonomické poradenství. Jako doplňující prostředky využívá fyzioterapie i podněty ostatních fyzikálních médií z arteficiálních zdrojů (jako účinky mechanické, účinky světelné energie, elektrického a magnetického pole). (16)

Pro zájemce uvádím seznam literatury, ve kterém se dovědí více informací o pojetí rehabilitace a podrobnosti o jednotlivých oborech. Literatury existuje mnoho, zejména cizojazyčné. Níže uvedený seznam berte, prosím, pouze jako příklad české literatury a některých internetových stránek.

Pfeiffer, J. Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi, Grada 2007  
Jelínková, J., Krivošíková, M., Šajtarová, L. (2009): Ergoterapie. Portál, Praha 2009  
Lippertová-Grünerová, M.: Neurorehabilitace. Galen, Praha 2005.  
Pfeiffer, J.: Ergoterapie. Edice Rehalb, Praha 2001.  
Kolář, P. et al. Rehabilitace v klinické praxi, Galen, 2010  
Kolektiv autorů: Rehabilitace po cévní mozkové příhodě, Grada, 2004  
Pavlů, D.: Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody, Cerm, 2003

Internetové stránky:

<http://www.prolekare.cz/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi>

<http://www.unify-cr.cz/>

[http://www.ergoterapie.cz/Events\\_List.aspx](http://www.ergoterapie.cz/Events_List.aspx)

## 2.4 Testovací metody horních končetin

Pro správnou terapii či intervenci potřebujeme správné zhodnocení stavu. Správné vyšetření napomáhá volbě vhodného charakteru terapie (počet, zaměření,...). Vyšetření provádí specialista na začátku (tzv. vstupní vyšetření), v průběhu (tzv. kontrolní vyšetření) a na konci rehabilitačního procesu (tzv. výstupní vyšetření). (9)

### Testování

Pfeiffer (17) uvádí, že správné léčení předpokládá různá vyšetření, která nám pomohou stanovit léčebný plán, pomáhají nám sledovat průběh choroby, její ústup, stagnaci (neměnnost), popřípadě zhoršení. Vyšetření jsou důležitá i pro předání zprávy o zdravotním stavu postiženého jiné osobě, aniž jsme u toho osobně přítomni, proto se snažíme o vyšetření standardní, provedená stejným způsobem, který zná i jiný odborník.

Slovo test nebo testování je od latinského slova „testis“, což znamená svědek, nebo „testimonium“, což znamená svědectví nebo důkaz. Jde tedy o slovo v češtině blízkému slovu vysvědčení, ale v medicíně a zvláště v psychologii se vžilo užívat slova „test“ a „testování“ spíše pro vyšetřování a pro záznam vyplývající z tohoto vyšetření. (17)

Jak píše Pfeiffer (17), tvořili si v dřívějších dobách ergoterapeuté testy sami. Testy nebyly standardizované a sloužily jen pro dané pracoviště. Dnes se však přistupuje, potvrzují Chlumecká a Jersáková (15), při funkčním hodnocení ruky často k



posouzení jejího výkonu na základě různých baterií testu či biomechanických hodnocení.

Pro testování horní končetiny mají ergoterapeuté i fyzioterapeuté k dispozici různé metody. K posouzení stavu nemocného mohou využít vlastních smyslů, různé testovací sady nebo technické prostředky. Některé testovací sady jsou ale více či méně zatížené subjektivní chybou vyšetřujícího, i když se jedná o testy standardizované. Celá skupina těchto postupů by se dala rozdělit na část, která měří strukturální změny (goniometr, antropometrie, atd.) a na část, která se zabývá vyšetřením funkčních schopností. Jako příklad uvádím několik metod a testů.

### **Kineziologický rozbor:**

Jde o slovní popis těla člověka. Pozornost se věnuje držení těla, pohyblivosti páteře, stoji, chůzi a sedu. (18)

### **Svalový test**

Vyšetřovací metoda informující o síle jednotlivých svalů i svalových skupin. Ke všem pohybům potřebujeme svalovou sílu, kterou vyšetříme vizuálně či pomocí kladení odporu vyšetřovanému. Stav svalu lze odstupňovat do 6 stupňů ( 0-5 st.). (18)

### **Vyšetření zkrácených svalů**

Svalové zkrácení je stav, kdy je sval v klidu kratší než byl původně. Při pasivním protahování v kloubu dojde k omezenému pohybu. Je důležité si uvědomit, že omezený pohyb je z důvodu svalového zkrácení, nikoliv z důvodu kloubního omezení. (18)

### **Vyšetření hybnosti u centrálních paréz**

Slouží k orientačnímu zhodnocení hybnosti a svalové síly končetin u centrálních poruch. U centrálních poruch nelze použít svalový test. (18) Hodnocení:

0. normální pohyb
1. lehká paréza
2. paréza
3. plegie (žádný pohyb)

**Goniometrie** – metoda měření rozsahu jednotlivých kloubů. Lze měřit pasivní nebo aktivní pohyb dle stavu vyšetřovaného. (18)

Obrázek č. 2 Prstový goniometr<sup>3</sup>



**Antropometrie** technika měření lidského těla. Měří se vzdálenosti mezi jednotlivými body na těle (zpravidla dobře hmatnými na kostře). (18)

Obrázek č. 3 Antropometrické měření<sup>4</sup>



**Dynamometr Jamar** – přístroj měřící 5 stupňů stisku. Střídavě se měří pravá a levá horní končetina. (18)

Obrázek č. 4 Dynamometr Jamar<sup>5</sup>



---

<sup>3</sup> Zdroj: <http://www.adverti.com.pl/item.php?id=PRZDNS-TMX-143>

<sup>4</sup> Zdroj: <http://absolventi.gymcheb.cz/2009/evrotto/2.str.2.html>

<sup>5</sup> Zdroj: <http://www.jamardynamometer.com/jamar-dynamometer-200-lb>

### 3D kinematická analýza

Při kinematické analýze je pohyb posuzován bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují. Základní posloupnost fyzikálních veličin vychází z určení závislosti dráhy na čase, ze které jsou dále odvozeny závislosti pro rychlost a zrychlení. Vzhledem k charakteru pohybu segmentů lidského těla je často využívána také analogická triáda pro úhlové veličiny, kdy ze závislosti úhlu na čase je odvozena úhlová rychlost a následně úhlové zrychlení. Z matematického hlediska se jedná o využití opakovaného derivování. Patří sem např. videografická vyšetřovací metoda založená na vyhodnocení video záznamu pohybu pomocí určení souřadnic vybraných bodů na sledovaném objektu (na lidském těle). (19)

Obrázek č. 5 Kinematická 3D laboratoř<sup>6</sup>



Mezi tzv. funkční testy se řadí:

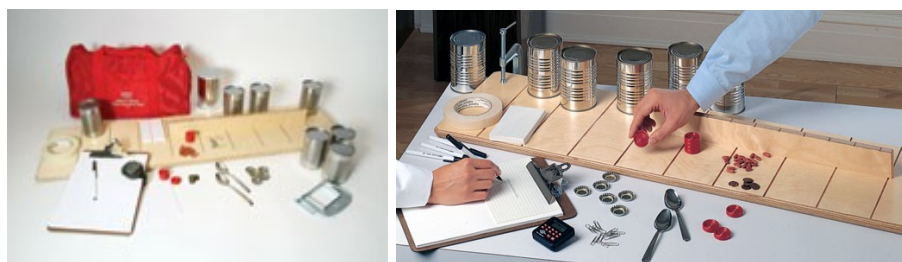
**Jebsen-Taylorovo standardizované hodnocení** – jedná se o objektivní a standardizovaný test, jehož úkolem je hodnotit funkce ruky. Test se skládá ze sedmi úkolů - 1) psaní, 2) otáčení pěti karet, 3) zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky, 4) postavení na sebe čtyř hracích kamenů pro hru dáma, 5) simulování jedení, 6) zvednutí pěti prázdných plechovek na desku, 7) zvednutí pěti plných plechovek na desku. Hodnotí se čas, který testovaný potřebuje k dokončení úkolů. (20)

---

<sup>6</sup> Zdroj:

[http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com\\_phocagallery&view=category&id=2:mici-technika&Itemid=68](http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_phocagallery&view=category&id=2:mici-technika&Itemid=68)

Obrázek č. 6 Jebsen-Taylorovo standardizované hodnocení<sup>7</sup>



**Purdue Pegboard test** (tzv. Purdue dírkovaný panel) – měří tzv. obratnost prstů, která je definovaná jako schopnost vykonávat rychlé, obratné, kontrolovatelné pohyby s malými předměty, při kterých jsou primárně zapojené prsty. Testují se 4 úkoly pro jednu ruku + 1 bimanuální test. Celá procedura úkolů se opakuje 3x. (9)

Obrázek č. 7 Purdue Pegboard test<sup>8</sup>



### **IWS Isernhagen Works System - vyšetření funkčních fyzických schopností**

Test fyzické stránky pracovního potenciálu. Hodnotí se fyzický výkon klienta v přesně po sobě jdoucích úkonech. Postaven na objektivním zhodnocení pohybu diagnostikem podle ověřených standardních kritérií. Doplněn o měření krevního tlaku a pulsu. Potřebnými prostředky jsou originální licencované vybavení, proškolení terapeutů a lékařů. (18)

---

<sup>7</sup>Zdroj: <http://www.handyhealthcare.co.uk/mobility-aids/testing/dexterity/jebesen-taylor-hand-function-test.html>

<sup>8</sup>Zdroj: <http://www.handyhealthcare.co.uk/mobility-aids/testing/dexterity/purdue-pegboard-test.html>

Obrázek č. 8 Isernhagen Works System<sup>9</sup>



---

<sup>9</sup> Zdroj: <http://www.edost.cz/rap/uploads/File/Prezentace%20ergodiagnostickeho%20modulu.pdf>

### 3 Snímání pohybu (Motion Capture)

Vymezit přesně pojem „snímání pohybu“ (anglicky „Motion Capture“, zkráceně „MoCap“) není jednoduché. V existující literatuře lze nalézt mnoho různých definicí. Například se můžeme dočíst, že Motion Capture je termín používaný pro popsání procesu zaznamenávání pohybu a přenesení tohoto pohybu na digitální model. (21, 22)

Maureen Furniss ve svém článku popisuje, že snímání pohybu zahrnuje měření pozice a orientace objektu ve fyzickém prostoru a následné zaznamenání těchto informací do počítačem zpracovatelné polohy. (23)

Motion Capture je tedy čistě extrakce pohybových dat. Ta pak mohou být použita pro mnoho účelů – kromě již zmiňovaných animací například pro lékařské analýzy, ve strojírenství, nebo jako vstupní mechanismy pro interakci člověka s počítačem, používanou ve virtuální realitě. (24)

Snímání pohybu má široké spektrum použití. Přední oblastí samozřejmě zůstává zábavní průmysl, který potřebuje realistické ztvárnění pohybů ve hrách i v počítačově vytvářených filmových sekvencích. Nicméně tyto oblasti nejsou jediné, nabízí se další uplatnění v armádě, v biomedicině, ve virtuální realitě, atd. (25)

Na trhu máme k dispozici mnoho systémů snímajících pohyb člověka. Jejich odlišnost spočívá v navržené technologii, cenové kategorii i v možnostech jejich použití. Ne všechny se hodí pro účel měření pohybu v oblasti rehabilitace, např. z důvodu náročného vybavení. (26)

V principu můžeme systémy rozdělit na několik skupin:

- Mechanické
- Optické
- Magnetické
- Optoelektrické
- Ultrazvukové
- Inerciální

### 3.1 Mechanický systém

Pro účely snímání je na tělo člověka přichycena „umělá kostra“ tvořená pevnými částmi, které jsou navzájem spojeny klouby. Tuto vnější kostru označujeme pojmem „exoskeleton“. Exoskeleton je konstruován tak, aby pevné části co nejlépe odpovídaly jednotlivým končetinám a spojení mezi nimi korespondovalo s klouby člověka. Pro dosažení nejlepších výsledků, je exoskeleton přizpůsobitelný různým výškám a tělesným proporcím. I přes neustálé zlepšování flexibility dochází u těchto systémů k určitému omezení pohybu uživatele. (21, 25)

Typické mechanické Motion Capture fungují na principu vychýlení gyroskopu, snímání akcelerometrů, změny napětí/odporu při ohybu, torze nebo stlačení nějakého materiálu atd. Často jsou mechanické Motion Capture vlastně hybridní systémy, které používají část snímací techniky z ostatních typů systémů, především magnetických nebo optoelektrických. Zajímavé jsou mechanické systémy Motion Capture s haptikou.

Haptikou se rozumí specifická zpětná vazba. Např. u mechanických datových rukavic může znamenat navození pocitu doteku (rozeznání povrchové struktury dotekem, rozeznání teploty, atd.) ale i silovou zpětnou vazbu. Důležitá je zde latence (odezva) a frekvence, na které zařízení pracuje, neboť při doteku jsme schopni zaznamenat vibrace a změny o frekvenci až jednotek kHz. (26)

Obrázek č. 9 Mechanický systém Gypsy6<sup>10</sup>



---

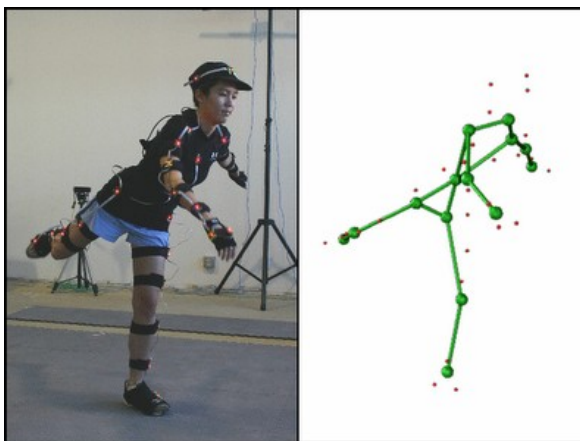
<sup>10</sup>Zdroj:

[http://www.inition.co.uk/inition/product.php?URL\\_=product\\_mocaptrack\\_animazoo\\_gypsy](http://www.inition.co.uk/inition/product.php?URL_=product_mocaptrack_animazoo_gypsy)

### 3.2 Optický systém

Optický systém je velice populární díky své přesnosti a flexibilitě. Dělí se na pasivní a aktivní. Na snímání objekt je potřeba nalepit odrazové kuličky tzv. retroflexivní markery (kuličky, míčky nebo jiný reflexní materiál). Samotné markery mohou být pasivní nebo aktivní. Pasivní markery jsou pokryty vysoce reflexním materiálem a zdrojem světla jsou tzv. stroby (= pole LED diod blikajících na pasivní markery danou frekvencí ve směru pohledu kamery). V případě aktivních systémů svítí samotné markery, což vyžaduje použití barevných vysokofrekvenčních kamer a celý systém je tak finančně náročný. Další nevýhodou je neposkytování rotačních dat. Ta se získávají analýzou translačních dat dvojic či obecně n-tic markerů. (26, 27)

Obrázek č. 10 Optický systém<sup>11</sup>



Polohu těchto markerů tedy snímají infračervené nebo červené kamery. U pasivních systémů se od markeru odrazí světlo z kamery zpátky do svého zdroje a tím se zjistí jeho poloha vůči kameře. Pro určení přesné polohy markeru je zapotřebí, aby byl v zorném poli nejméně dvou kamer. Kvůli co nejlepšímu odrazu světla zpět do kamery mají markery tvar koule nebo polokoule. Můžou mít různou velikost, podle toho na jakou část těla se nalepí a také můžou mít různou tuhost (např. pro natáčení pádů jsou pro herce lepší měkké kuličky). Nevýhoda optického systému je zejména v potřebě speciálního studia s řízeným světlem a tedy omezeným prostorem pro snímání. (26, 27)

---

<sup>11</sup> Zdroj: <http://kalyankrishna4886.wordpress.com/>



V současné době se usilovně vyvíjí optický systém, u kterého není potřeba používat speciální oblečení ani značky. Pro tuto schopnost se využívají složité algoritmy, které analyzují vstupy z několika kamer a snaží se rozeznat lidskou podobu, kterou následně rozdělí do několika sledovaných oblastí. Prozatím mají systémy problémy s rozeznáváním malých částí těla jako pohyby prstů a zápěstí nebo mimika obličeje. (27)

### 3.3 Magnetický systém

Magnetické systémy se používají prakticky pouze v těch případech, kdy není možné použít systém optický, tedy například tam, kde se vyskytuje velké světelné rušení. Fungují na základě vypočítávání polohy a orientace relativního magnetického toku tří na sebe kolmých cívek, které jsou umístěny jak na přijímači, tak na vysílači. Výpočet místa a orientace umožňuje velice přesné mapování sledované relativní úrovně napětí nebo proudu cívek. Na rozdíl od optického systému dokáže přímo zaznamenat rotaci markeru. Využití magnetického systému je však díky velkému množství nevýhod omezené. Hlavní nevýhodou jsou interference i se slabými elektromagnetickými poli, které způsobují problémy při snímání v okolí kovových předmětů, dále pak poměrně omezený dosah a tedy i malý pracovní prostor a nutnost použití aktivních (napájených) markerů. (27)

Obrázek č. 11 Magnetický systém<sup>12</sup>



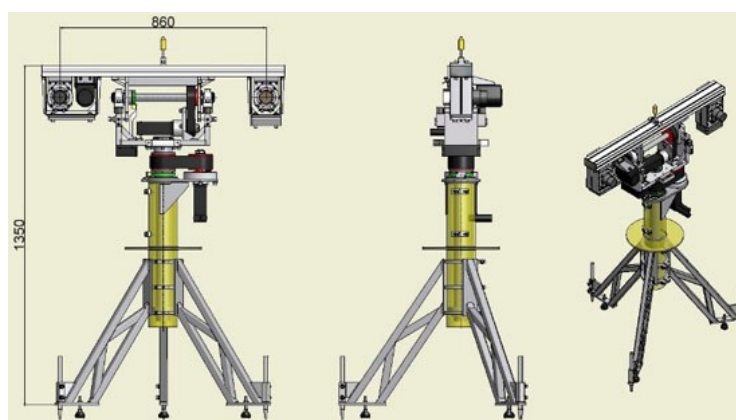
---

<sup>12</sup> Zdroj: <http://kalyankrishna4886.wordpress.com/>

### 3.4 Optoelektrický systém

Optoelektrické systémy neměří přímo pohyb nebo rotaci, ale změnu světelnosti optického vlákna, které je pohybem deformováno. Tento přístup se používá zejména v datových rukavicích, protože prsty jsou příliš malé pro magnety a markery optických systémů by překážely v pohybu a navíc by zde docházelo ke značným zákrytům jednotlivých markerů. Velmi podobné optoelektrickým jsou systémy, kde se deformací proužkového senzoru mění elektrický odpor, avšak není známo, že by se takový systém komerčně používal. (26)

Obrázek č 12 Pasivní optoelektrický systém<sup>13</sup>



### 3.5 Ultrazvukový systém

Ultrazvukové Motion Capture se nepoužívají jako klasické snímače, většinou jde pouze o jednotlivé senzory například ve VR aplikacích a to tam, kde z důvodu optického měření a nutnosti použití měřících přístrojů produkujících elektromagnetické pole nelze použít optické ani magnetické systémy. Jejich přesnost je menší než u optických nebo magnetických Motion Capture zařízení. Ultrazvukové systémy, které existují i v bezdrátové verzi, jsou kvůli své atypičnosti poměrně drahé a vyžadují instalaci v prostředí s určitými akustickými parametry. Pracují na principu měření dopplerovských efektů na ultrazvukovém signálu, který jim poskytuje referenční zdroj. (26)

---

<sup>13</sup> Zdroj: <http://www.oprox.cz/menu/realizace-pasivni-optoelektronicky-system/>

Obrázek č. 13 Ultrazvukový systém<sup>14</sup>



### 3.6 Inerciální systém

Inerciální systémy využívají k detekci pohybu gyroskopy a akcelerometry. Gyroskopy zaznamenávají změnu úhlové rychlosti, ze které se určí změna rotace (jak se změnila rotace sledovaného objektu). Akcelerometry zaznamenávají změnu lineární rychlosti, ze které se určí poloha objektu. Popularita inerciálních systémů v poslední době roste. Především v herním průmyslu, kvůli rychlému a jednoduchému nastavení. Cena inerciálních systémů je srovnatelná s cenou mechanických systémů. (26, 27, 31) Více o tomto systému v další kapitole.

---

<sup>14</sup> Zdroj: [http://www.indes.co.uk/education/education\\_images/motionlarge.jpg](http://www.indes.co.uk/education/education_images/motionlarge.jpg)

## 4 Inerciální systém

Jak již bylo řečeno, inerciální systémy využívají k detekci pohybu gyroskopy (setrvačníky) a akcelerometry (senzory zrychlení). Gyroskopy zaznamenávají změnu úhlové rychlosti, ze které se určí změna rotace (jak se změnila rotace sledovaného objektu). Akcelerometry zaznamenávají změnu lineární rychlosti, ze které se určí poloha objektu. Pro zaznamenání orientace ve všech třech osách jsou použity tři gyroskopy umístěné v navzájem ortogonálních (navzájem kolmých) rovinách a pro výpočet pozice v prostoru jsou zapotřebí tři akcelerometry, z nichž v ideálním případě každý leží ve stejné rovině jako jednotlivé gyroskopy. Protože dochází pouze ke sledování změn polohy, pro výpočet absolutní pozice v prostoru musíme znát počáteční souřadnice daného objektu. (25)

Slovo „inerciální“ popisuje soustavu souřadnic, v níž platí zákon setrvačnosti. Jde tedy o zařízení, které je (při znalosti počáteční polohy) schopno určovat svou polohu pouze na základě svých „vnitřních“ měření, bez jakékoliv pomoci z venčí. (28)

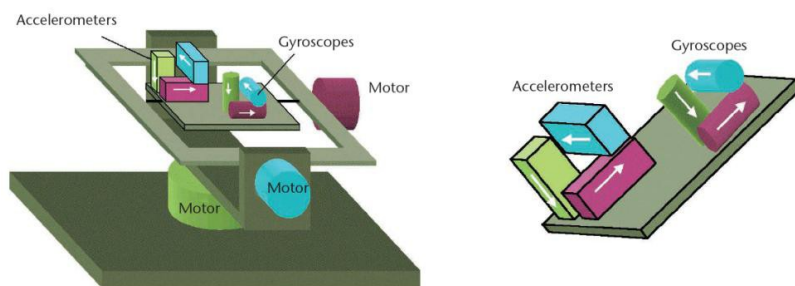
V této práci se budeme setkávat s pojmy inerciální jednotka a inerciální senzor. Inerciální jednotka označuje soustavu celého zařízení (akcelerometry, gyroskopy, mikropočítač, ... viz dále). Pojmem inerciální senzor je míněna samotná soustava akcelerometrů a gyroskopů.

Inerciální systémy jsou umístěny přímo na lidském těle. V podobě drátového přenosu jsou data přenášena pomocí kabelu do počítače. V bezdrátové verzi se data zapisují do lokální paměti, která je součástí jednotky se senzorem. Hlavní výhodou je absence dalších zařízení nutných pro provoz systému. Nepotřebujeme kamery ani generátor magnetického pole. Omezení nevyplývá ani v potřebě prostorového vymezení, takže je vhodné i do velkých prostranství. Odpadá také problém se zakrytím jednotlivých senzorů nebo vliv okolního prostředí na přesnost systému (jako tomu je u optických či magnetických systémů). Sensory mají navíc velice nízkou latenci a disponují vysokými obnovovacími frekvencemi (řádově tisíce měření za vteřinu). (25) Tyto systémy jsou podobné Wii ovladačům. Mají ale větší rozlišení, frekvenci aktualizace a jsou mnohem citlivější. (31)

Roku 1950 se inerciální systémy rozšířily v podobě *inerciálních navigačních systémů* (INSS) pro lodě, ponorky a letadla. (32) V kosmických lodích a letadlech se využívá závěsu zvaného „gimbals“ (gyroskopicky stabilizovaný závěs). Tento závěs zaručuje, že lze vnitřní část považovat za polohově stabilní plošinu a akcelerometry tak měří skutečná motorická (pohybová) zrychlení mající vliv na trajektorii objektu<sup>15</sup>. Od počátku sedmdesátých let se vyvíjela tzv. „strapdown“ technologie. „Strapdown“ je alternativní a jednodušší uspořádání bez systému závěsů. Snímače zrychlení jsou pevně spojeny s konstrukcí přístroje a gyroskopy v něm nevystupují jako stabilizátory, nýbrž jako senzory pro měření otáčení tělesa v prostoru.

Nevýhody „strapdown“ technologie plynou z pohybu akcelerometrů v prostoru a tím je jejich měření ovlivněno gravitačním zrychlením, což vede k vyšší chybovosti. Naopak výhodou je snadnější mechanické provedení a lepší cenová dostupnost. (30, 32)

Obrázek č 14 Inerciální senzor (a) zavěšený (b) s pevnou montáží<sup>16</sup>



Postupem času byly zavedeny vstupy pro počítačovou grafiku. Teprve od roku 1990 s příchodem technologie MEMS došlo k podstatnému snížení ceny a zvýšení dostupnosti. (32)

Použití inerciálních systémů má nicméně jednu závažnou nevýhodu, a to akumulaci chyb. Odchylka mezi naměřenými a skutečnými hodnotami se zvyšuje lineárně s dobou měření. (32) To znamená, že chyba určení polohy v jednom okamžiku se přenáší do dalšího a ještě se k ní přičítá chyba nového měření. Výsledkem je, že chyba v čase roste a po určité době je poloha udávaná inerciální jednotkou zcela nepoužitelná. (29)

<sup>15</sup> Vyjma akcelerometru měřícího zrychlení na svislé ose (vliv gravitačního zrychlení).

<sup>16</sup> Zdroj: [http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/cga02\\_welch\\_tracking.pdf](http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/cga02_welch_tracking.pdf)

Pokud by měl jeden akcelerometr chybu měření pouze 1mg, každé měření by vytvářelo průběžnou odchylku v akceleraci  $0,0098 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ . Po pouhých 30 vteřinách by se vypočítané hodnoty lišily od skutečných dat o 4,5 m! Inerční systémy však mají své neocenitelné výhody a používají se v kombinaci s jinými technologiemi pro snímání pohybu. (32)

Pomocí inerciálního senzoru je možno měřit translační a rotační pohyb sebe sama. Při měření pohybu končetiny je systém připevněn ke končetině a měří tedy i její pohyb. Pohyb měřený senzorem je vztažen ke „globální“ souřadné soustavě (zemi). Pro účely rehabilitace je ale zajímavý pohyb končetiny vzhledem k tělu. Tedy například, je zajímavé, že se pacientova ruka pohybuje, protože on otáčí loktem, ale není zajímavé, že se pacientova ruka otáčí vzhledem ke globální souřadné soustavě, protože pacient sedí na kolotoči nebo chodí po pokoji do kruhu. Tento problém, lze částečně vyřešit klasifikačním algoritmem, který se bude snažit rozpoznat situaci na základě jiných charakteristických znaků (například detekovat kroky...). Tento přístup je však velmi náročný na vyvíjený algoritmus a nelze předpokládat, že bude někdy fungovat zcela bezchybně. Jednodušší je použít měření z několika senzorů připevněných k různým částem pacientova těla. Například na obě paže nebo jednu paži a trup. Nezajímavý pohyb celého pacienta v globálním souřadném systému pak lze rozpoznat díky vysoké korelaci dat z obou senzorů. (28)

#### **4.1.1 Charakteristika technologie MEMS**

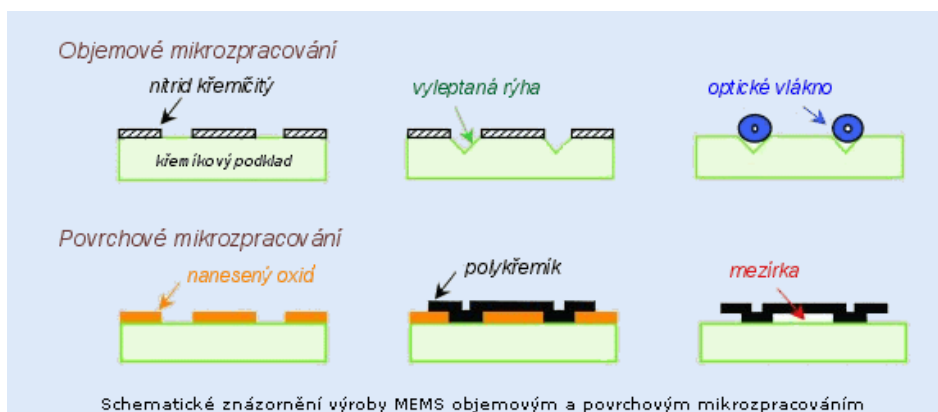
Díky vývoji technologie MEMS jsou dnes inerciální jednotky více dostupné, proto se zaměřím na stručné seznámení s touto technologií.

MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) je označení technologie, která má velmi sofistikované umístění elektronických prvků (především mikro-mechanických) na křemíkovou bázi pomocí moderních výrobních metod, které mají svůj původ ve výrobě integrovaných obvodů. V souvislosti s těmito produkty se hovoří o „systému na čipu“ nebo také o „inteligentním snímači“, jelikož je zde přítomen jak mechanický subsystém (nutný pro transformaci fyzikální podstaty na elektrickou veličinu), tak elektronický subsystém zajišťující následné zpracování nebo-li postprocessing (zesílení, saturace, filtrace aj.). (33)

Mikro-Elektro-Mechanické Systémy (MEMS) integrují mechanické elementy, senzory, akční členy a elektroniku na křemíkovém substrátu. Zatímco elektronika je

vyráběna standardními postupy výroby integrovaných obvodů, mikromechanické komponenty jsou vytvářeny s použitím vhodných mikroobráběcích procesů, které selektivně vyleptávají části křemíkového plátku, nebo přidávají nové strukturální vrstvy a vytvářejí tak mechanická a elektromechanická zařízení. Technologie MEMS umožnila integrovat akcelerometr a elektroniku na jeden křemíkový čip v ceně mezi \$5 a \$10. Akcelerometry realizované technologií MEMS jsou menší, lehčí, spolehlivější a podstatně levnější než akcelerometry klasické konstrukce. (33)

Obrázek č 15 Technologie MEMS<sup>17</sup>



#### 4.1.2 Inerciální senzory v medicíně

Technologický pokrok posledních let vedl k výrobě levných, miniaturních senzorů akcelerometrů s potenciálem pro použití v klinické praxi. Tyto senzory mohou poskytnout spolehlivé informace o celkové mobilitě i objektivní měření chůze a hodnocení rovnováhy. Do této kategorie spadá i posouzení rizika pádu – zejména u starších osob. (40)

Uswatte a kol. (42) vyslovují, že nejdůležitější výsledek pro rehabilitaci je funkční aktivita v životních situacích. Dále tvrdí, že v rehabilitaci chybí objektivní a přesné měření funkčního využití horní končetiny v běžném životě. Ve své práci představuje měření 9 pacientů po cévní mozkové příhodě a 1 zdravé osoby. Všichni měli připevněny akcelerometry a během výkonu běžných denních aktivit v nemocnici byli také natáčeni na video. Na vyhodnocení se podílely 2 pozorovací týmy. Zároveň probíhalo v laboratoři měření 11 vysokoškoláků při 5 standardizovaných denních

<sup>17</sup> Zdroj: <http://www.milosnemec.cz/clanek.php?id=101>

aktivitách. Data byla zpracována pomocí threshold-filtru. Korelace mezi filtrovanými daty z akcelerometrů a od pozorovatelů byla pro paži, trup a ambulantní činnosti 0,93, 0,93 a 0,99. Korelace „surových“ (nefiltrovaných) dat byla 20,17, 0,34, 0,85. Vyhodnocená data přinesla první důkazy o platnosti threshold-filtru pro data z akcelerometrů pro objektivní měření pohybu končetiny v reálném světě a jeho využití jako index výsledků rehabilitace. (42)

Uswatte a kol. (43) hodnotil ve své práci ambulantní monitorování aktivity horní končetiny pomocí akcelerometrie. Měřil pohyb horních končetin u osob po cévní mozkové příhodě v chronickém stavu. Cílem této validační studie bylo vyhodnotit spolehlivost a platnost akcelerometrie pro měření horní končetiny. Měření probíhalo na 10 pacientech v rámci terapie CIMT (Constraint-Induced Movement therapy) a na 10 pacientech z řad dobrovolníků. Všichni účastníci byli nejméně 1 rok po cévní mozkové příhodě a měli mírné až střední funkční poškození horních končetin. Akcelerometry byly připevněny na obě paže, na hrudník a na dolní končetinu postižené strany. Závěrem studie Uswatte naznačuje, že již 2 akcelerometry mohou dostatečně posoudit, zda má rehabilitace vliv na funkci horní končetiny. Současným použitím doplňujícího vyšetření (zde v podobě subjektivně laděného testu MAL - Motor Activity Log) získal bohaté informace o konkrétních typech činností, při nichž došlo ke změnám. Test-retest potvrdil spolehlivost dat z akcelerometrů, hodnota byla větší než 0,86. Akcelerometrie tedy poskytuje objektivní data a má také dobré psychometrické vlastnosti. (43)

Mimo rehabilitační lékařství se objevily akcelerometry např. při hodnocení vztahu mezi pohyby horních končetin, pohyby celého těla a měřením energetického výdeje v průběhu dne. Pohyb horní končetiny je totiž významným prvkem tzv. Non-Exercise Activity Thermogenesis (NEAT). Volně přeloženo jako „bezpohybová termogenze“. Jde o aktivity, které spalují kalorie, ale přitom nejde o strukturovaná cvičení. Patří sem např. odhazování sněhu, chůze po schodech a mytí nádobí. Výzkumníci se domnívají, že Američané přibírají na váze, protože moderní společnost eliminuje velký počet těchto aktivit. (41)



## **5 Cíl práce, výzkumná otázka a hypotézy**

### **5.1 Cíl práce**

Cílem práce bylo ověřit, zda lze využít inerciální jednotku pro měření aktivity horní paretické končetiny v rehabilitaci osob po poškození mozku s různým rozsahem funkčního poškození horní končetiny, a prokázat tak předpokládané zvýšení této aktivity. Bude hodnoceno chování horní paretické končetiny z hlediska dat získaných z inerciálního systému a z hlediska dat získaných v Jebsen-Taylor testu.

### **5.2 Výzkumná otázka**

Dle Hendla (36) je možné výzkumnou otázku měnit a doplňovat v průběhu výzkumu. Pro mou diplomovou práci jsem zvolila tuto hlavní výzkumnou otázku:

Lze pomocí inerciálního systému získat data vhodná k průkazu zvýšení aktivity horní paretické končetiny během čtyř týdnů rehabilitace?

### **5.3 Hypotézy**

Na počátku je nutné stanovit hypotézu alternativní ( $H_A$ ) a hypotézu nulovou ( $H_0$ ).

- 1)  $H_A$  = Existuje rozdíl mezi daty získanými měřením aktivity horní paretické končetiny v prvním týdnu a mezi daty získanými měřením aktivity horní paretické končetiny v následujícím čtvrtém týdnu.
- 2)  $H_0$  = Neexistuje rozdíl mezi daty získanými měřením aktivity horní paretické končetiny v prvním týdnu a mezi daty získanými měřením aktivity horní paretické končetiny v následujícím čtvrtém týdnu.

## 6 Metodika výzkumu

### 6.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro zvolení výzkumného vzorku jsem použila příležitostného, tzv. libovolného, výběru. Ferejenčík (37) popisuje příležitostný výběr jako takový, který je složen z nejdostupnějších členů populace. Jinak řečeno z těch, kteří jsou právě „po ruce“. Nevýhodou je nemožnost zaručit reprezentativnost vzorku. Dále Ferejenčík (37) uvádí, že tento typ výběru je vhodný tam, kde se jedná o předběžné ověření nových metodik (testů, dotazníků) apod. (9)

Po domluvě lékařů a terapeutů bylo do studie vybráno 21 probandů po poškození mozku s více než 1 rokem po onemocnění a s narušenou pohyblivostí horní končetiny, kteří docházejí na terapie na KRL<sup>18</sup>.

Nezáleželo na pohlaví, věku ani rozsahu poškození končetiny. Každý z účastníků musel být kognitivně i fyzicky schopen zvládnout manipulaci s inerciální jednotkou v podobě tzv. náramků (přípevnění na zápěstí pomocí pásky se suchým zipem imituje „náramek“, na pas se použije „spona“ či umístění na klasický pásek ke kalhotám). Dobrovolník musel být schopen zvládnout případnou manipulaci s počítačem, se software k vyčtení dat z jednotky a zvládnout manipulaci s kabely pro nabíjení baterie inerciální jednotky.

Pokud pacient nevlastnil počítač, musel zvládat manipulaci s dobíjecím adaptérem, který mimo jiné zajišťoval bezdrátové zasílání dat na vzdálený server (tzv. WMSBASE viz Příloha č. 4). Pokud ani tyto dovednosti nezvládal, musela být zajištěná pomoc rodinných příslušníků nebo jiných osob.

Každý účastník studie podepsal informovaný souhlas, který není součástí této práce, ale je uložen a k dispozici u autorky diplomové práce. Vzor informovaného souhlasu je předmětem Přílohy č. 7.

---

<sup>18</sup> KRL = Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN v Praze. Poskytuje rehabilitaci klientům s neurologickými onemocněními (především klientům po poškození mozku), po úrazech a operacích pohybového aparátu, při vertebrogenních a dalších onemocněních. (13)

Krátké shrnutí kritérií pro zařazení osob do studie:

- Poškození mozku (více než 1 rok po onemocnění)
- Narušená funkce horní končetiny
- Fyzická a mentální zdatnost pro manipulaci s náramky (mj. dle vyšetření MMSE<sup>19</sup>)
- Klienti docházející na terapie na KRL
- Podepsaný informovaný souhlas (38)

Kritéria pro vyloučení ze studie:

- Mini-Mental State Examination skóre méně než 24 (neschopnost pochopit a následovat slovní pokyny)
- Přítomnost nekontrolovaného zdravotního stavu
- Přítomnost jiných podmínek, než poškození mozku, které by mohly narušit funkci horní končetiny
- Třes končetin

## **6.2 Metody sběru dat**

### **6.2.1 Technické vybavení**

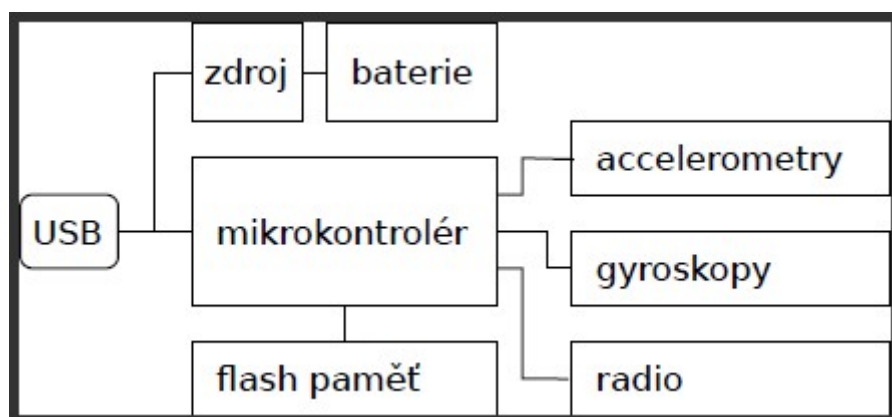
Firma PRINCIP a.s.<sup>20</sup> navrhla a sestrojila pro projekt inerciální jednotku, která obsahuje tříosý senzor translačního zrychlení (akcelerometry) a tříosý senzor úhlové rychlosti (gyroskopy). Její blokové schéma můžeme vidět na obrázku č. 16.

---

<sup>19</sup> Mini Mental State-Examination (MMSE) je standardizovaný nástroj pro hodnocení kognitivního stavu, ale samostatně neslouží k identifikaci demence. (34, 35)

<sup>20</sup> Firma PRINCIP a.s., <http://www.princip.cz/cz>, © 2007

Obrázek č 16 Blokové schéma inerciální jednotky<sup>19</sup>



Základní informace k používané inerciální jednotce:

- Mikrokontrolér (mikropočítač)
- Paměť: flash typu NOR velikost 16 MB (umožňuje uložit cca 14 hodin záznamu při vzorkovací frekvenci 50 Hz, při využití komprese cca 50 %)
- Baterie: li-pol 350 mAh (doba činnosti cca 18 hodin)
- Akcelerometr: čip LIS331DLH (3 osy), technologie MEMS, výrobce Společnost STMicroelectronics
- Gyroskopy: LPR550AL (2 osy), LY550ALH (1 osa), technologie MEMS, výrobce STMicroelectronics
- Radiové pojítko vysílající v ISM pásmu 2,4 GHz.
- Teploměr
- LED dioda
- USB konektor

Pro měření translačního zrychlení je v zařízení použit tříosý akcelerometr založený na technologii MEMS s rozsahem  $\pm 2g$ . Měření úhlové rychlosti je zajištěno 3osým senzorem rovněž založeným na technologii MEMS. Rozsah senzoru je  $\pm 150^\circ/s$ .

Dále obsahuje senzor teploměr, který je především určen pro kalibraci ostatních senzorů, perzistentní paměť typu flash o velikosti 16MB pro ukládání dat a radiové pojítko vysílající v ISM pásmu 2,4 GHz. Toto pojítko umožňuje komunikovat s dalšími senzory v okolí. S uživatelem komunikuje zařízení pomocí množství LED diod. Pro vyčtení dat se používá port USB. V zařízení je vyvinut software pro PC, který umožňuje zařízení spravovat a zpracovávat jím naměřená data. Zařízení má dostatek výpočetního

výkonu, aby v budoucnu mohlo analýzu dat provádět samo. Dobíjení vnitřní baterie se provádí pomocí USB konektoru. (28)

K samotnému měření postačily inerciální senzory uložené společně s dalšími součástky do speciálně navržených schránek připevněných pomocí suchého zipu na zápěstí. Tvořily tak „měřicí náramek“ (viz obrázek č. 17).

Obrázek č 17 Inerciální jednotka v podobě „náramku“



Na přední části jednotky je viditelná LED dioda, pomocí které zařízení komunikovalo s uživateli (viz Příloha č. 2).

K pozdějšímu stáhnutí dat do počítače či dobíjení baterie je zapotřebí datového Mini USB kabelu. Zpracování dat zajistil speciálně navržený software WMSAPP 0.1.22, který umožňuje data zobrazit ve vizuálně přijatelné podobě pro pacienty i terapeuty (graf, tabulka). Software také nabízí převod dat do formátu vhodného ke zpracování v MS Excel pro možnost dalšího statistického zpracování.

## 6.2.2 Postup měření

### Umístění inerciálního systému

Umístění měřicí jednotky je pro každou osobu identické bez ohledu na lateralizaci poškození HKK. Umístí se na pravé a na levé zápěstí a pro rozeznání souhybu obou končetin je používána 3. jednotka, umístěná na pas levého boku. Jejich umístění je slovně popsáno na jednotce.

## Měření

V rámci vstupního a výstupního měření probíhalo testování pomocí testu Jebsen-Taylor<sup>21</sup>. Tento test byl zvolen pro svou standardizaci a dostupnost na klinice. Mezi vstupním a výstupním měřením byl časový odstup 4 týdnů, během kterých se monitorovala aktivita horních končetin v domácím prostředí. Po skončení této doby byl pacientům rozdán dotazník, jehož rozbor není součástí této práce, ale vzor nalezneme v Příloze č. 6. Pro větší motivaci k pohybu měli pacienti za úkol cvičit několik dohodnutých cviků. Pacienti byli seznámeni s povinností připevnit si „náramky“ (inerciální jednotky) ihned po probuzení a odložit je až večer před spaním. Tím jsme zajistili monitorování přes den. Aktivita v noci pro nás nebyla potřebná.

Každý účastník obdržel trojici očíslovaných inerciálních jednotek. Při vstupním testování bylo dohodnuto, v jaké podobě bude pacient cviky trénovat (u některých osob došlo k modifikaci pohybů tak, aby je zvládli samostatně).

Domácí trénink měl probíhat 3 x denně a každý cvik se měl opakovat 10x. Celkově probíhalo měření po dobu 4 týdnů. Skutečnost, že pacient cvičí, zaznamenával do zápisného archu (datum, čas, typ cviku). Ke snadnější spolupráci byl terapeut vyvořen manuál obsahující základní informace o studii, o inerciálních jednotkách a jejich použití. V neposlední řadě obdržely testované osoby graficky zpracovaný návod cvičení a arch pro záznam doby cvičení.

Během domácího měření bylo nutné vyčíst naměřená data, z důvodu naplněné kapacity paměti, a dobíjet baterie. K tomuto účelu dostali pacienti sadu 3 kabelů pro připojení náramků do počítače (vyčtení dat, dobíjení baterií) a do počítače jim byl nainstalován speciálně navržený software, který zajistil přenos stáhnutých dat na server k tomu určený. Zde se dalo vzdáleně kontrolovat, zda data z jednotlivých náramků přicházejí. Instalace a vývoj software byl zcela v režii participující firmy PRINCIP a.s..

Pokud probandi neměli doma počítač nebo neměli k dispozici připojení k internetové síti, dostali pouze nabíjecí adaptér. S plnou pamětí pak museli docházet na kliniku, kde se data vyčetla.

---

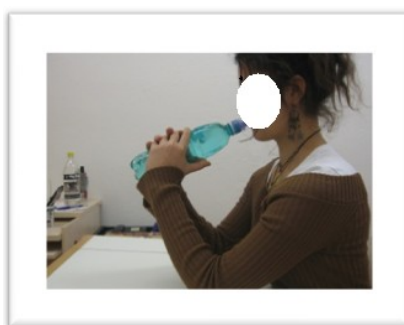
<sup>21</sup> Jebsen-Taylor je standardizované hodnocení pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin. (20)

Cviky byly dohodnuty odborníky fyzioterapie a ergoterapie. Zde uvádím krátký přehled. Podrobnější fotografický návod naleznete v Příloze č. 5.

První pohyb:

Výchozí poloha sed na židli, předloktí položené na stole. Pohyb ruky s láhví směrem k ústům. Jedná se o funkční pohyb imitující jedení nebo pití (důležitá je flexe loketního kloubu přesné zacílení pohybu, funkční úchop a svalová síla na udržení láhve). Loket nemusí být při cvičení stále opřen o stůl.

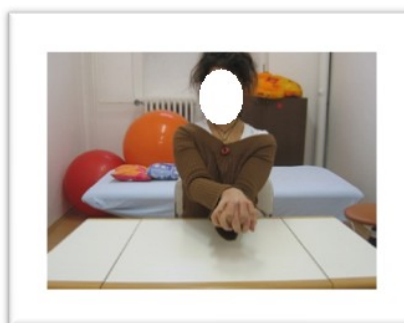
Obrázek č 18 Cvik - Pití z láhve



Druhý pohyb:

Výchozí poloha sed na židli, předloktí položené na stole. Pohyb supinace a pronace (přetáčení dlaně vzhůru a zpět dolů) jednou rukou nebo obouruč.

Obrázek č 19 Cvik - Přetáčení dlaně



Třetí pohyb:

Výchozí poloha sed na židli (leh na posteli), spojené ruce (propletené prsty) propnuté v loktech. Pohyb rukou vzhůru (flexe ramenního kloubu) do krajní polohy.

Obrázek č 20 Cvik - Zvedání paží



### 6.3 Zpracování a analýza dat

Pro posouzení hypotézy sloužila analýza dat získaných inerciální jednotkou a data získaná pomocí testu Jebsen-Taylor (více informací viz. kapitola Testovací metody horních končetin).

Pro testování hypotézy jsme použili neparametrický párový Wilcoxonův test, který nevyžaduje konkrétně specifikovaný typ dvou rozdělení, jako je tomu u Studentova t-testu, u kterého se předpokládá, že obě rozdělení jsou normální. (39) Normalitu rozložení dat jsme neověřovali z důvodu nízkého počtu osob. Test byl vyhodnocen v programu Statistica (trial verze).

Data získaná pomocí inerciálního systému byla počítačově zpracována v programu WMSAPP 0.1.22, který poskytuje mimo jiné i přenos dat do programu Microsoft Excel. Analyzovali jsme týdenní průměry denní aktivity osob. Prvním krokem bylo předzpracování dat v programu Microsoft Excel.

Data získaná pomocí Jebsen-Taylor byla také předzpracována v programu Microsoft Excel a testována pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu.



## 7 Výsledky

### 7.1 Výsledek statistického testování hypotéz

Výsledky testu budeme hodnotit pomocí P-hodnoty (39). Budeme testovat postupně dvě hypotézy. První hypotéza se týká dat z inerciální jednotky. Nulová hypotéza tvrdí, že dřívější měření z inerciální jednotky a pozdější měření z inerciální jednotky se neliší.

První testování hypotézy pomocí dat z inerciální jednotky dává P-hodnotu:

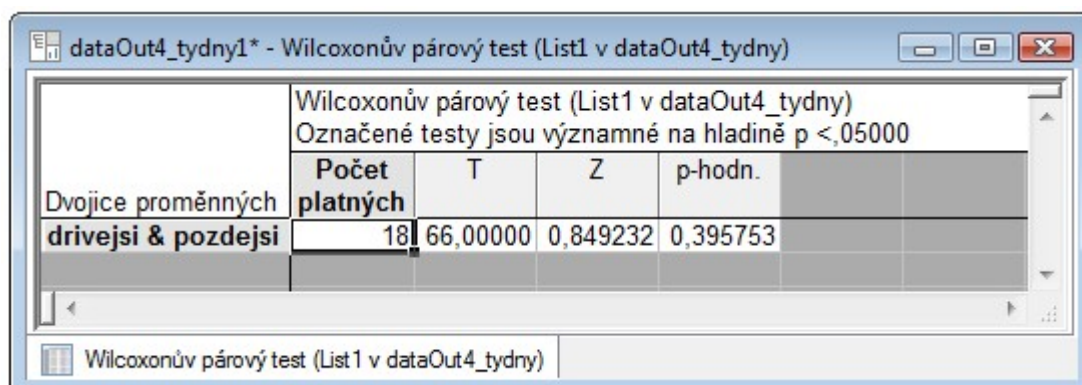
$$P\text{-hodnota} = 0,395753$$

Nejběžnější volba hladiny významnosti v lékařském výzkumu je  $\alpha = 0,05$ . Za statisticky významný výsledek se při této volbě hladiny významnosti považuje  $P\text{-hodnota} < 0,05$  (tj. 5%). (39)

$$P\text{-hodnota} = 0,395753 > 0,05$$

Podle výsledné P-hodnoty nulovou hypotézu **nezamítáme**.

Obrázek č 21. Testová statistika a P-hodnota vypočítaná z dat získaných inerciálním systémem.



Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
drivejsi & pozdejsi	18	66,00000	0,849232	0,395753

Druhá hypotéza se týká dat z Jebsen-Taylor testu. Výsledná P-hodnota z Wilcoxonova párového testu je:

$$P\text{-hodnota} = 0,378605$$

Znovu při volbě hladiny významnosti  $\alpha = 0,05$  se za statisticky významný výsledek považuje  $P\text{-hodnota} < 0,05$  (tj. 5%). (39)

$$P\text{-hodnota} = 0,378605 > 0,05$$

Obrázek č 22 Hodnota testové statistiky a P-hodnota vypočítaná z dat Jebsen-Taylor testu

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
drivejsi & pozdejsi	34	246,0000	0,880471	0,378605

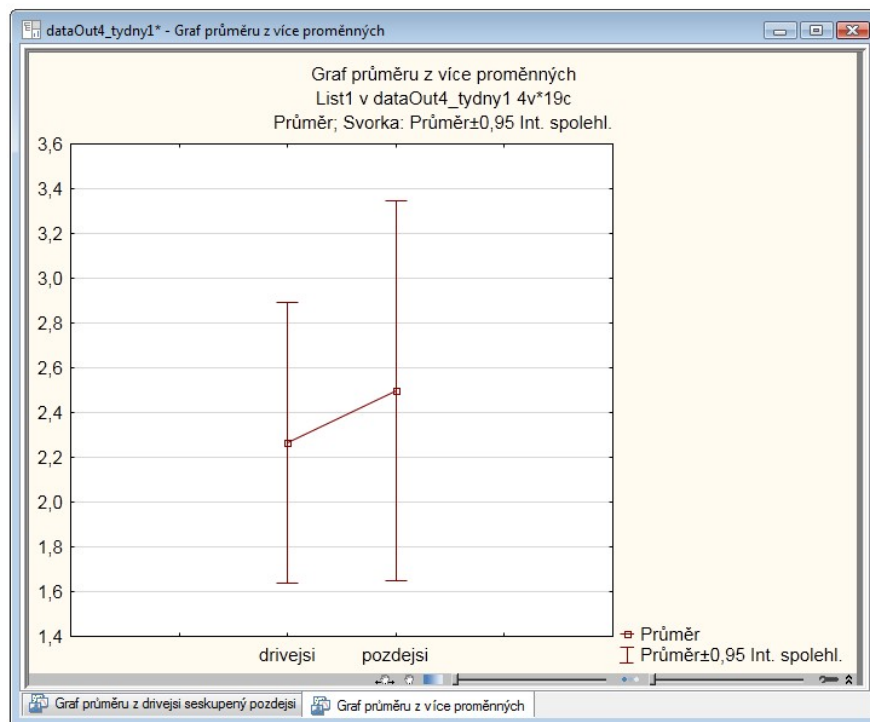
Již na první pohled je patrné, že výsledek 0,395753, stejně jako výsledek 0,378605, je výrazně vzdálený od hladiny významnosti. Tyto výsledky neprokázaly statisticky významné rozdíly mezi dřívějšími a pozdějšími (vstupní a výstupním) měřeními a nulová hypotéza ( $H^0$ ) se **nezamítá**.

## 7.2 Popisná analýza dat z inerciálního systému

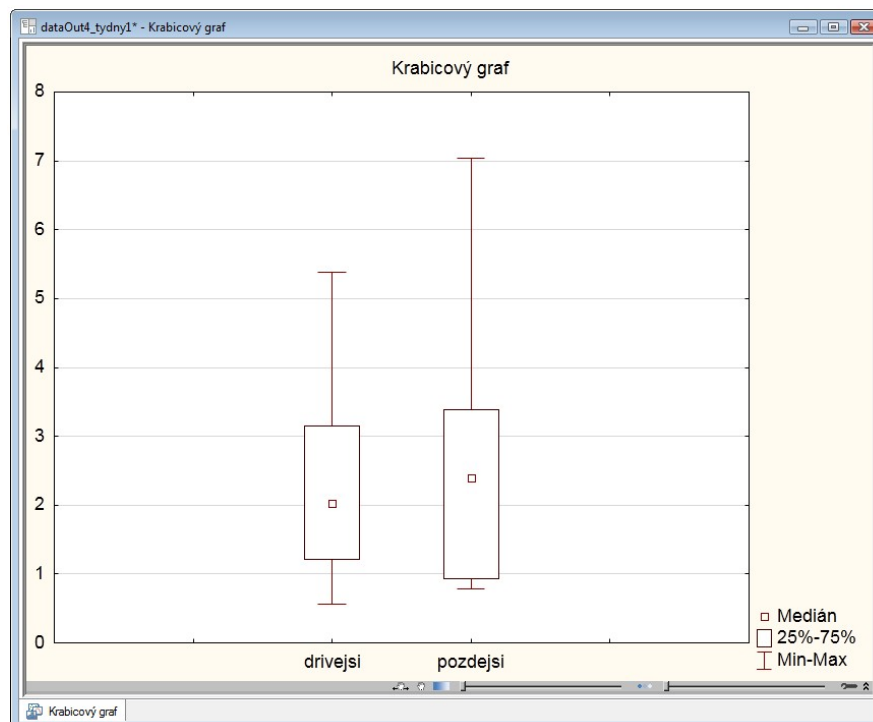
Na obrázku č. 23 vidíme graf průměrné aktivity (s vyznačenými hranicemi 95% intervalu spolehlivosti) za první a za čtvrtý týden. Jejich hodnota a vzájemná poloha v grafu není příliš odlišná (a v grafu je vidět, že hranice intervalů spolehlivosti se z velké části překrývají), přesto je patrné malé zvýšení aktivity horní parietické končetiny ve čtvrtém týdnu, které zde představuje název „pozdejsi“. Následují grafy

krabicové, které graficky vyjadřují vlastnosti dat pro paretickou horní končetinu v období 4 týdnů.

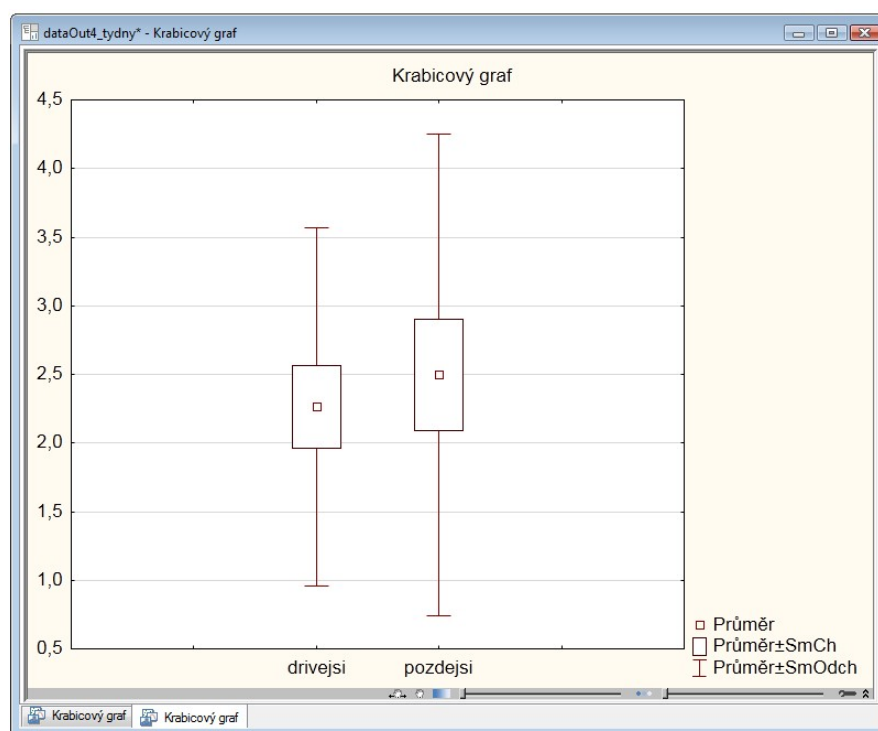
Obrázek č. 23 Graf průměrů s vyznačenými hranicemi 95% intervalu spolehlivosti



Obrázek č. 24 Krabicový graf (Medián, kvartily, rozpětí)



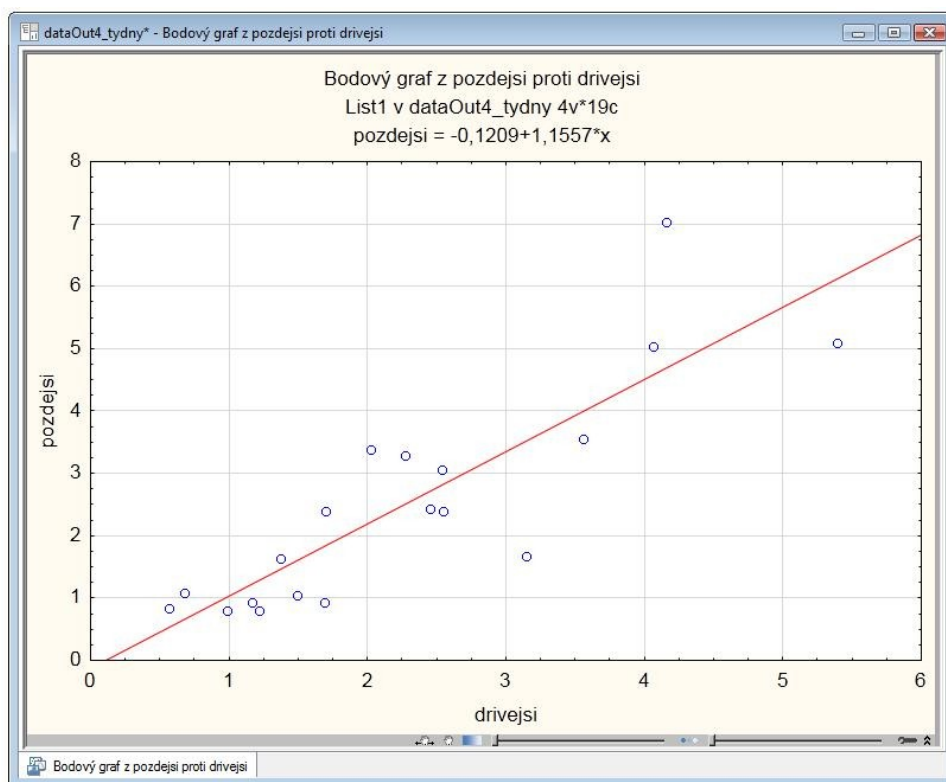
Obrázek č. 25 Krabicový graf (Průměr)



Z výše uvedených grafů je patrné, že výsledky dřívějších měření se moc neliší od měření pozdějších, zejména z hlediska polohy. V grafech je také vidět o něco větší variabilita (vyjádřeno širším intervalem spolehlivosti, resp. větším rozpětím) pozdějších měření.

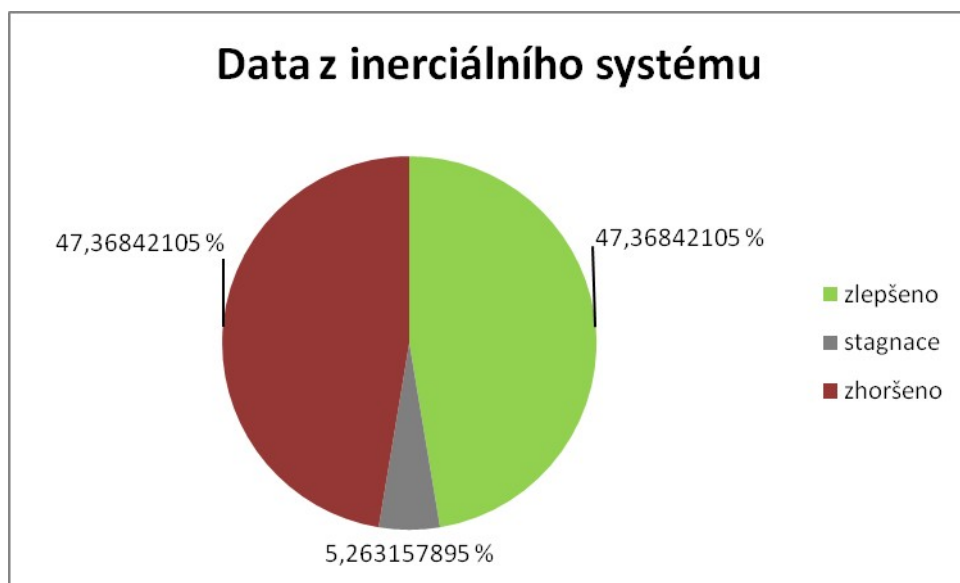
Na bodovém grafu (obrázek č. 26), který zobrazuje pro každého pacienta na ose x jeho výsledek při dřívějším měření a na ose y výsledek pacienta při pozdějším měření, je vidět, že dřívější a pozdější měření jsou závislá. Tedy pokud měl pacient například vysokou hodnotu při prvním měření, bude pravděpodobně mít vysokou hodnotu i při druhém měření. Je v souladu s očekáváním, že jsou výsledky měřené na jednom pacientovi mezi sebou závislé.

Obrázek č. 26 Bodový graf dat z inerciálního systému

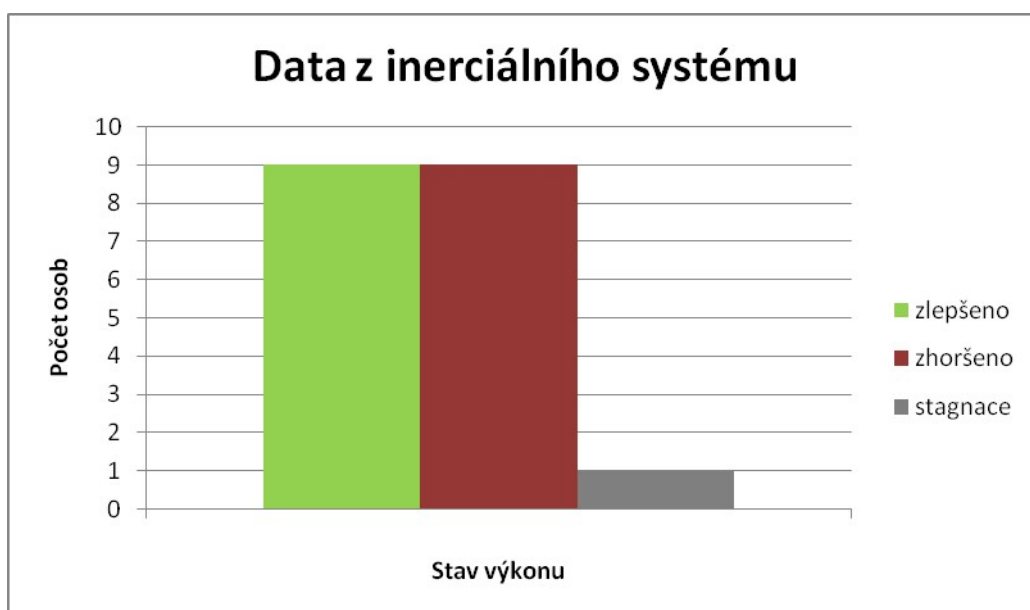


Procentuální vyjádření počtu osob a stavu jejich průměrné týdenní aktivity při porovnání prvního a posledního týdne měření paretické horní končetiny nalezneme v koláčovém grafu č. 1. Stav ve smyslu zlepšení (zvýšení aktivity), stagnace (neměnnost aktivity) a zhoršení (snížení aktivity). Pro lepší orientaci odkrývá následující graf č. 2 počet osob a stav jejich aktivity.

Graf č. 1 Procentuální vyjádření počtu osob a stav jejich aktivity



Graf č. 2 Počet osob a stav jejich aktivity



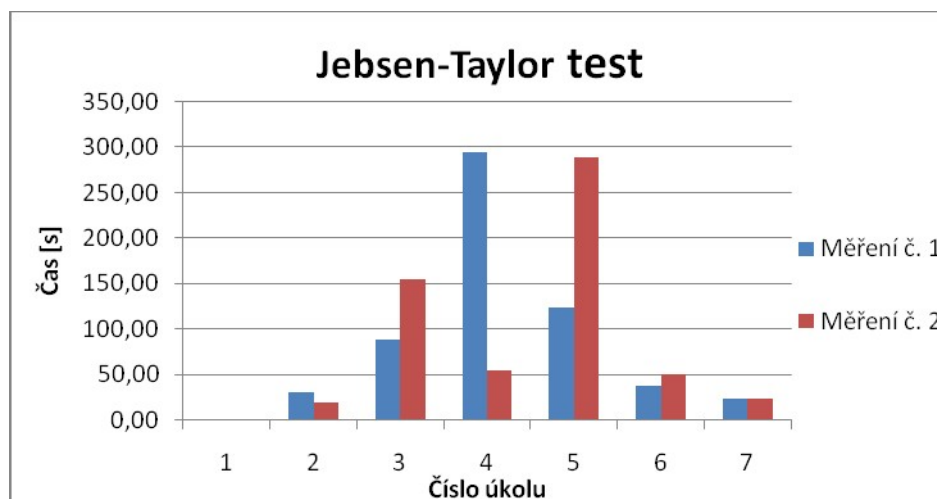
### 7.3 Popisná analýza dat z Jebsen-Taylor testu:

Zde nalezneme graficky znázorněné výsledky Jebsen-Taylor testu paretické horní končetiny. Díky sloupcovému grafu lze jednoduše rozpoznat, ve kterých oblastech se pacientům měnil čas výkonu. U koláčových grafů je znázorněn počet úkolů, ve kterých se pacient zlepšil, zhoršil či se jeho výkon nezměnil oproti vstupnímu testování.

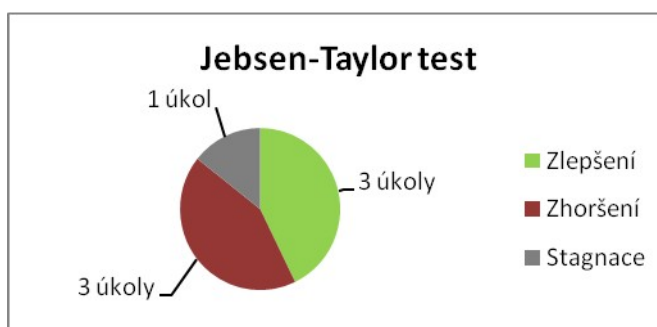
Výsledky testu pacientů, kteří nezvládli žádný z úkolů při prvním ani posledním měření, jsem zde nezařadila. Připomeňme si, že test se skládá ze 7 úkolů.

Modrou barvou je označeno vstupní měření, červenou barvou výstupní měření. Očekává se, že výstupní měření bude mít menší hodnotu než vstupní. Při interpretaci výsledků je třeba brát ohled na charakter Jebsen-Taylorova testu, v němž se měří čas, za který se daný úkol zvládne. Pokud tedy testovaný nedosáhne při vstupním testování žádného úspěchu, má modrý sloupec nulovou hodnotu. Pokud při výstupním měření prokáže zlepšení, získává červený sloupec danou hodnotu, která může být velmi vysoká (př. Graf č. 15) ale přesto svědčí o zlepšení výkonu v daném úkolu.

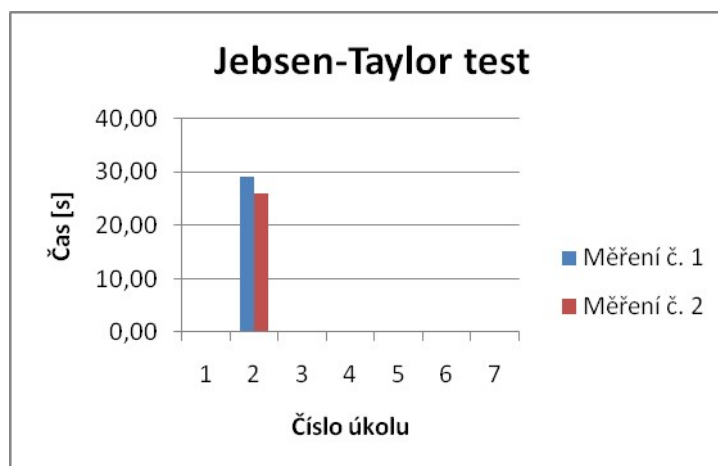
Graf č. 3 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 1



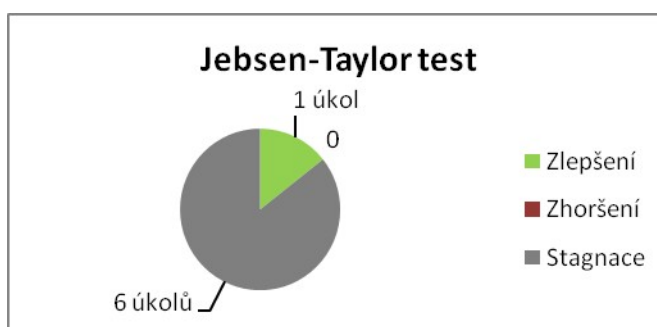
Graf č. 4 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 1



Graf č. 5 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 2

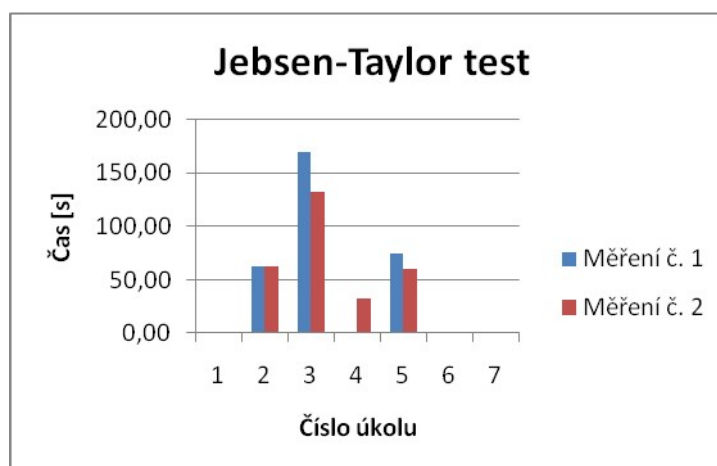


Graf č. 6 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 2

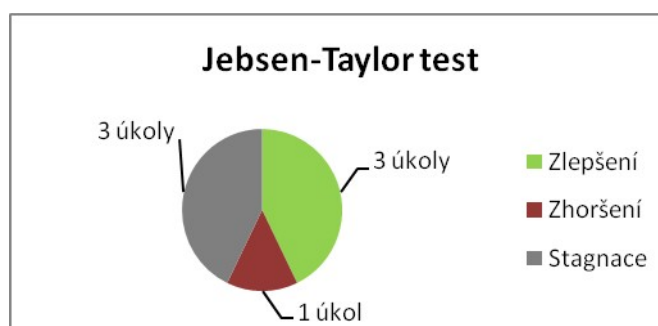




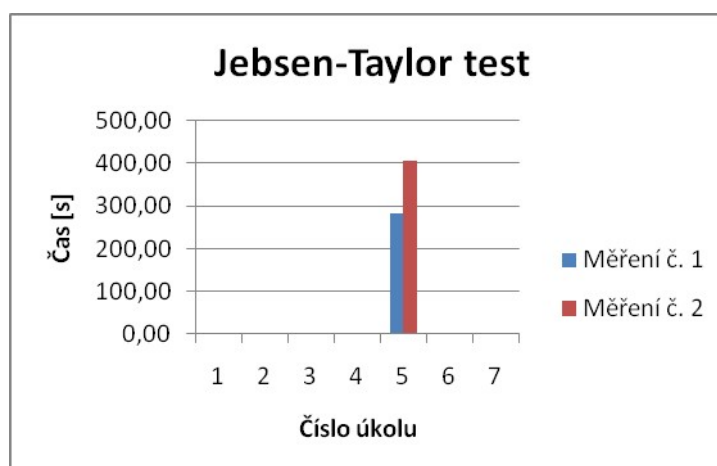
Graf č. 7 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 3



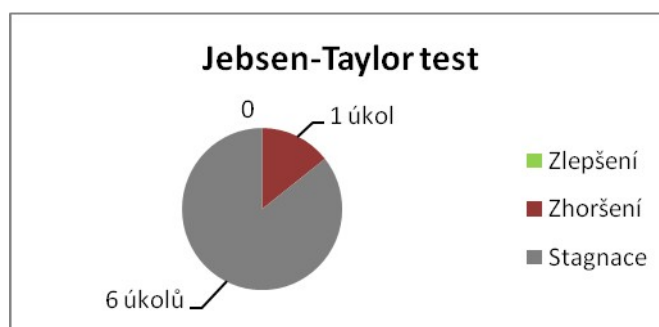
Graf č. 8 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 3



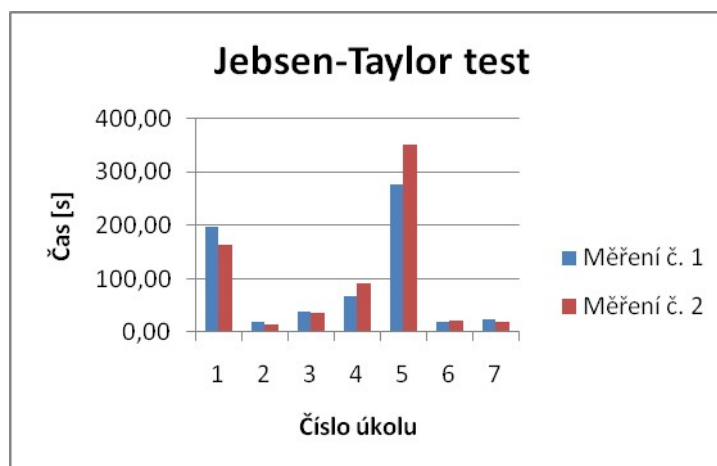
Graf č. 9 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 4



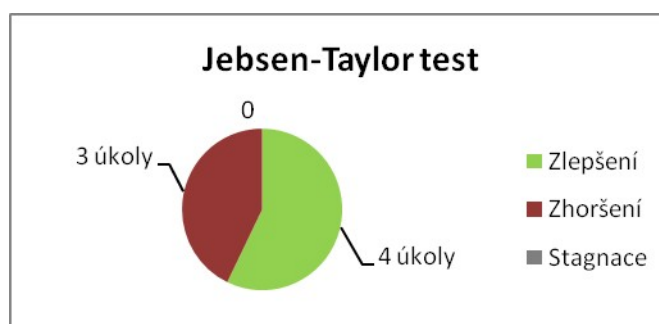
Graf č. 10 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 4



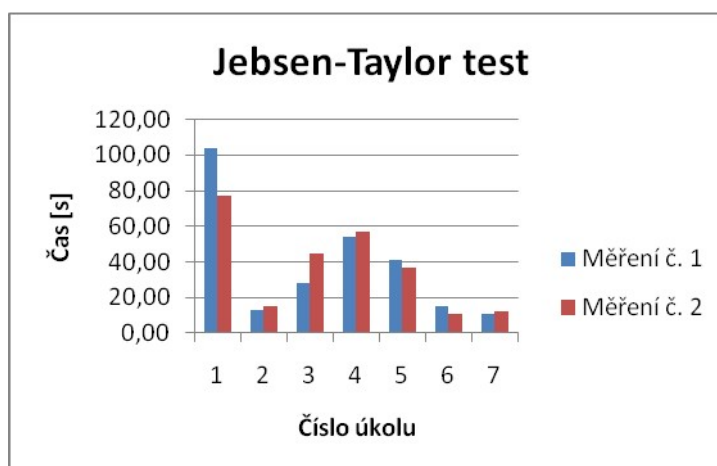
Graf č. 11 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 5



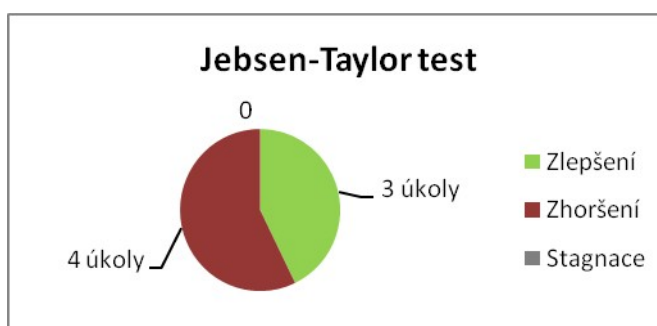
Graf č. 12 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 5



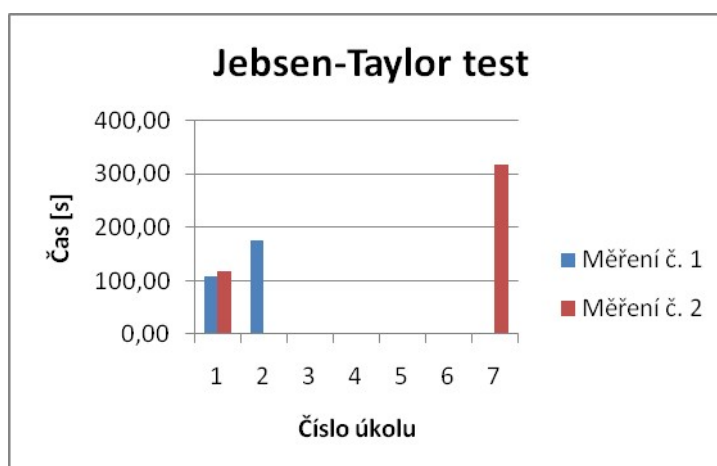
Graf č. 13 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 6



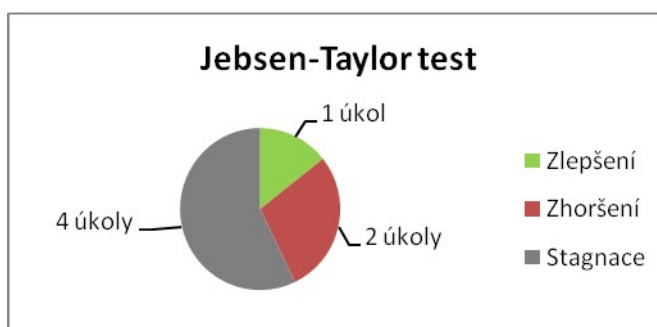
Graf č. 14 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 6



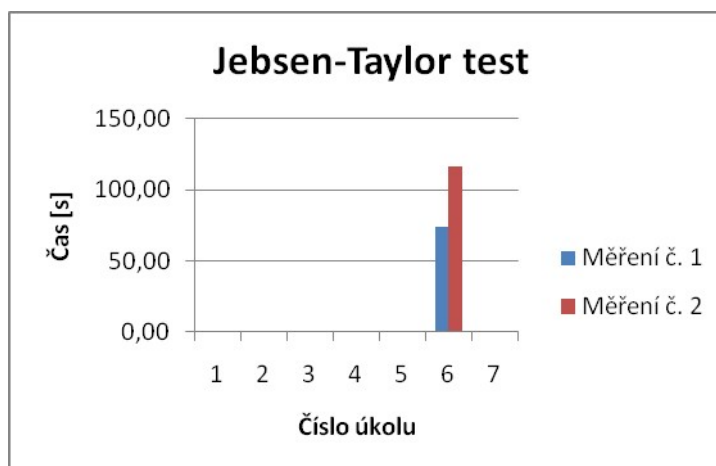
Graf č. 15 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 7



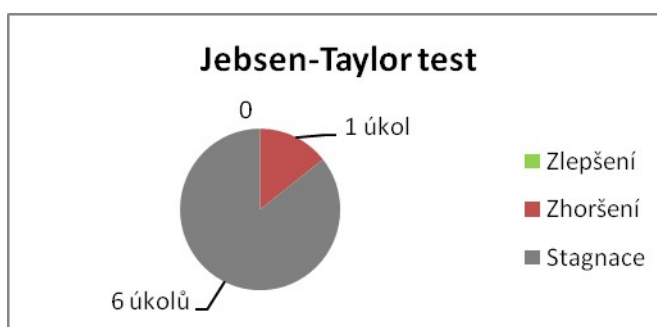
Graf č. 16 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 7



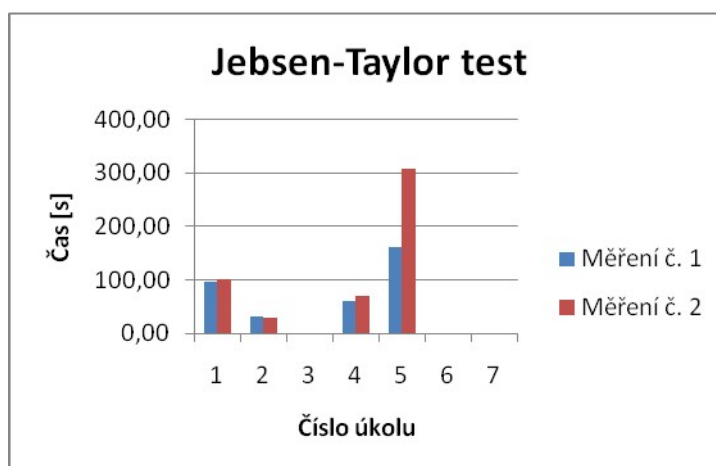
Graf č. 17 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 8



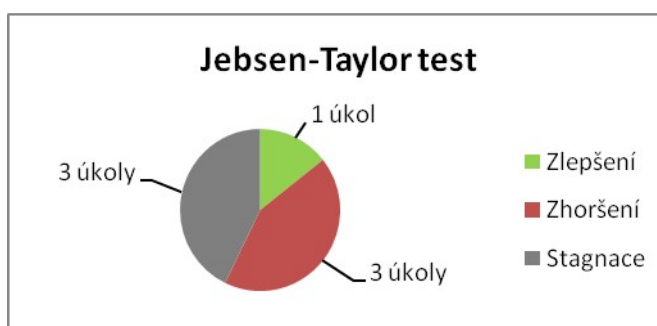
Graf č. 18 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 8



Graf č. 19 Porovnání vstupního a výstupního testování pacienta č. 9



Graf č. 20 Porovnání úkolů a jejich stav pacienta č. 9



## 8 Diskuze

Obsahem této práce je představení problematiky měření pohybu horních končetin pomocí MoCap a představení pilotního projektu zaměřeného na monitoring aktivity paretické horní končetiny u osob po poškození mozku. Aktivitou se zde myslí jakýkoliv pohyb vykonaný samotnou paretickou končetinou nebo vykonaný za asistence druhé končetiny (tzv. bimanuální aktivity).

Jedna z nejčastějších příčin poškození mozku (a tedy poškození horní končetiny) je cévní mozková příhoda (iktus). (44) V ČR je incidence onemocnění kolem 350 onemocnění na 100000 obyvatel za rok, tzn. 35000 osob. Z toho 2/3 přežívají a z nich je 1/2 těžce handicapovaná a odkázaná na péči v ústavu či trvalou péči rodiny. (45) Rehabilitace si klade za cíl návrat osoby zpět do aktivního života v co největší možné míře. Jelikož správné léčení potřebuje různá vyšetření (17), je třeba doplnit paletu možností o měření aktivity horní paretické končetiny např. pomocí inerciálního systému.

Do projektu bylo zapojeno 21 pacientů po poškození mozku docházejících na KRL 1.LF UK a VFN v Praze. Ze souboru byly vyloučeny 2 osoby pro nedostatečný počet dat získaných inerciální jednotkou. Měření probíhalo v domácím prostředí po dobu 4 týdnů. Jako vstupní a výstupní testování bylo zvoleno Jebsen-Taylor testování, které testuje jemnou a hrubou motoriku končetin. Test byl zvolen pro svou standardizaci a dostupnost na klinice.

Celý projekt byl organizačně velmi náročný a bylo do něj zainteresováno mnoho odborníků z různých odvětví. V první fázi se musely sestavit inerciální systémy a po několik měsíců docházelo k jejich vývoji. Další etapa se týkala vývoje software, který by data zaznamenaná v senzorech zpracoval. Zde se do projektu zapojili odborníci na software. Tato etapa vyžadovala kontrolní měření na dobrovolnících a výběr vhodného algoritmu pro zpracování dat. Následující etapa v podobě „ostrého měření“ byla nejnáročnější. Museli jsme zorganizovat vyšetření všech účastníků Jebsen-Taylor testem během jednoho týdne, předat všechny technické prostředky (inerciální systém v podobě náramků na zápěstí, kabely, ...), seznámit účastníky s podmínkami a získat jejich písemný souhlas se zapojením do projektu a v neposlední řadě dohodnout instalaci software do jejich počítačů nebo zajištění předání dat z inerciálního systému jinou formou (WMSBASE, spolupráce s rodinnými příslušníky). Za 4 týdny se vyšetření všech účastníků opakovalo.

Podíváme-li se na výsledek testování hypotézy a na detail našeho projektu, zjistíme, že příčinou neprokázání zlepšení aktivity paretické horní končetiny může být nízký počet měřených osob a relativně krátká doba měření. Testem Jebsen-Taylor testujeme funkční aktivitu paretické horní končetiny a inerciálním systémem měříme jakoukoliv aktivitu paretické horní končetiny (tedy i aktivitu v podobě asistence druhou končetinou). Obě testování se shodla na podobném výsledku. P-hodnota Wilcoxonova testu je pro data získaná inerciálním senzorem 0,395753 a P-hodnota pro data z Jebsen-Taylor testu je 0,378605. Rozdíl dat z prvního a posledního týdne rehabilitace je tedy z pohledu statistického zhodnocení nasbíraných dat nesignifikantní.

Ráda bych ještě dodala, že i aktivita v podobě asistence druhou končetinou je pro rehabilitaci a úpravu stavu důležitá. Odráží fakt, že pacient svou končetinu neopomíná, jak je tomu např. u Neglect syndromu<sup>22</sup>. Získat přehled o této „asistované“ aktivitě v domácím prostředí zvládá z dostupných technických prostředků právě inerciální systém a jak již bylo řečeno je tato informace pro multidisciplinární rehabilitační tým velmi významná.

Pokud bych měla shrnout výhody a nevýhody inerciálního systému při měření aktivity horní končetiny, pak bych řekla následující. Výhodou měření pomocí inerciálního systému je především jeho cenová dostupnost, která se výrazně změnila díky technologii MEMS. (32) Další výhodou je nízká hmotnost, díky které lze systém umístit na tělo bez větší zátěže pacienta. Také absenci dalších měřicích nástrojů (vysílač, přijímač, kamera,...) lze považovat za velkou výhodu. Pacienti mohou mít systém doma a my tak získáváme cenné informace o aktivitě v jejich domácím prostředí (tedy bez „dozoru“ terapeutů). Navíc přítomnost měřicí jednotky působí po psychologické stránce jako tzv. „motivátor“, neboť pacienti vědí, že se z dat dovíme např. to, zda cvičili nebo necvičili předepsané cviky. Dalším motivačním prvkem je podle mého názoru možnost vizuální zpětné vazby pro pacienta, kdy sám z rozboru dat vidí, zda se jeho aktivita zvyšuje a zda má tedy cvičení význam. Z dotazníků (viz Příloha č. 7), které jsme účastníkům rozdali, vyplývá, že jim toto zařízení na zápěstí nevadí a neustálé „hlídání“ neberou jako obtěžující záležitost ale právě jako motivační prvek.

---

<sup>22</sup> Porucha uvědomování si podnětů z poloviny prostoru kontralaterálně k cerebrální lézi. (46)

Nevýhodou je nutnost umět a být schopen manipulovat se systémem, v tomto případě v podobě náramků. V našem projektu jsme se setkali s několika pacienty, kteří nezvládali samostatně připevnit systém na zápěstí nebo za opasek. Řešením je dopomoc ze strany rodinných příslušníků. Další nevýhodou je potřeba vyčtení dat po zaplnění kapacity lokální paměti a nutnost manipulace s počítačem – zejména u starších osob. Řešením bych zde viděla možnost automatického přenosu dat pomocí WIFI sítě ihned po zaplnění kapacity paměti nebo zvětšení kapacity paměti i samotné baterie.

Jedna pacientka uvedla jako obtěžující fakt, že náramky (= inerciální jednotky) blikají (= komunikace s uživatelem prostřednictvím diod) a v divadle se cítila nekomfortně. Myslím, že tato skutečnost by se dala jednoduše vyřešit přelepením diody či otočením náramku tak, aby dioda blikala směrem dolů.

Měření aktivity horních končetin by podle mého názoru mohlo odhalit i osoby, které se rehabilitačního procesu neúčastní příliš aktivně a nechávají vše pouze na terapeutovi a je jasné, že pokud se osoba aktivně nezapojí, je účinek snahy celého multidisciplinárního týmu minimální. S tímto soudem se ale musí zacházet opatrně, protože osoby po poškození mozku mohou mít výrazné kognitivní problémy, které rehabilitaci ovlivňují a je zde potřeba brát zřetel na vyšetření psychologa, který tyto schopnosti musí pečlivě vyšetřit.

Projekt měl také své nedostatky. Hlavní nedostatek vidím v počtu pacientů, kteří se měření účastnili. Důvodů je několik. Prvním je finanční omezení při nákupu určitého počtu inerciálních jednotek – přeci jen jde o pilotní projekt a často docházelo k úpravě náramků (např. jeho velikost, kapacita paměti, kapacita baterie). Nemohli jsme si dovolit nakoupit příliš mnoho jednotek. Jiným důvodem je relativně krátké období měření – jak vyplynulo z výsledků, je pro většinu pacientů v chronickém stavu doba 4 týdnů krátká pro zaznamenání zlepšení stavu. Pokud bychom měřili pacienty v akutním stavu, věřím, že by se za tuto dobu pokrok zachytil. Dalším nedostatkem je jakási „závislost“ na technickém vybavení pacientů. Pokud by se data přenášela bezdrátově pomocí WIFI sítě, mohli bychom měřící jednotky využít i u pacientů, kteří doma nevlastní počítač a ani jejich rodinní příslušníci jim nemohou pomoci.



## 9 Závěr

Předkládaná diplomová práce představuje pilotní projekt měření aktivity horní paretické končetiny u osob po poškození mozku pomocí inerciálního systému.

Cílem práce bylo ověřit, zda lze využít inerciální jednotku pro měření aktivity horní paretické končetiny v rehabilitaci osob po poškození mozku s různým rozsahem funkčního poškození horní končetiny, a prokázat tak předpokládané zvýšení této aktivity během rehabilitace. Na základě dat z inerciálního systému jsme stejně jako na základě dat z Jebsen-Taylor testů nulovou hypotézu nezamítli. Neprokázala se statisticky významná změna měřených hodnot v čase. Pomocí inerciálního systému lze měřit aktivitu paretické horní končetiny, avšak za několika podmínek. Přítomnost měřicího systému a technického zázemí je samozřejmostí. Další podmínkou je použití software, který data ze systému zpracuje. Data poskytnutá software by měla být vhodná pro úpravu ke statistickému zpracování. Věřím, že přítomnost měřicí jednotky a vizuální porovnání naměřených dat může mít vliv na motivaci pacienta spolupracovat a věnovat svou pozornost horní končetině i v domácím prostředí.

Neprokázání zvýšení aktivity horní paretické končetiny s největší pravděpodobností souvisí s relativně krátkou dobou měření (4 týdny) a malým počtem zkoumaných osob. Jelikož byli k dispozici pacienti, kteří onemocněli minimálně před rokem, a z praxe je známo, že největší úprava probíhá právě během prvního roku od onemocnění, a následující změny přicházejí v delším časovém úseku, doporučuji k průkazu zvýšení aktivity delší časové rozpětí měření (nejlépe monitoring v délce jednoho roku). Předpokládá se, že projekt s využitím inerciálního systému k měření aktivity bude pokračovat.

Výrazným nedostatkem je podle mého názoru nízký počet pacientů začleněných do měření. Důvodem bylo finanční omezení při nákupu určitého počtu inerciálních jednotek a nedostatek času. Jednoznačný přínos této práce a projektu vidím v tom, že jsme odzkoušeli využití inerciálního senzoru k měření aktivity paretické horní končetiny a dali podnět k jeho dalšímu vývoji. Věřím, že pokračování projektu a vyřešení některých problematických záležitostí by mohlo vést v ČR k zavedení inerciálních systémů do rehabilitační praxe k získání cenných informací a zkvalitnění procesu rehabilitace.

## 10 Referenční seznam

- 1) MAŠEK, P. *Použití 3D kinematické analýzy jako objektivizační metody pro hodnocení pohybových funkcí horních končetin u pacientů po poškození mozku*. Kladno, 2010. 88 s. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- 2) MAYER, M; HLUŠTÍK, P. Ruka u hemiparetického pacienta. Neurofyziologie, patofyziologie, rehabilitace. *Rehabilitácia* [online]. 2004, roč. 41, č. 1, [cit. 2010-11-30]. s. 9-13. Dostupný z WWW: <<http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/ruka.doc>>.
- 3) DESAI, K, et al. Normative data of Purdue Pegboard on Indian population.. *The Indian Journal of Occupational Therapy*. 2005, roč. 37, č. 3, s. 69-72. Dostupný také z WWW: <<http://medind.nic.in/iba/t05/i3/ibat05i3p69.pdf>>. ISSN 0445-706.
- 4) TICHÝ, M. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2000. 94 s. ISBN 80-7254-022-x.
- 5) VÍTKOVÁ, M. Význam ergoterapie v kognitivní rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, č. 3, s. 111-114.
- 6) JANIŠOVÁ, K. *Ergoterapie ruky*. Olomouc, 2003. 59 s. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Dostupné z WWW: <[http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka\\_kamca.htm](http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka_kamca.htm)>.
- 7) DYLEVSKÝ, I; DRUGA, R; MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
- 8) PŘINOSILOVÁ, D. *Vybrané okruhy speciálně pedagogické diagnostiky a využití v praxi*. Brno: Masarykova univerzita Brno, 1997. Vybrané okruhy speciálně pedagogické diagnostiky a využití v praxi, s. 1-89. ISBN 80-210-1595-0.
- 9) SVOZÍLKOVÁ, P. *Purdue Pegboard- standardizovaný test pro jemnou motoriku horní končetiny*. Praha, 2008. 60 s. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1.lékařská fakulta.
- 10) OPATŘILOVÁ, D. *Pedagogická intervence v raném a předškolním věku u jedinců s dětskou mozkovou ohrnou*. Brno: Masarykova univerzita Brno, 2003. 150 s. ISBN 80-210-3242-1.

- 11) HADRABA, I. Úchop v protetice – 1. část. *Ortopedická protetika* [online]. 2002, č. 1, [cit. 2010-09-20]. Dostupný z WWW: <<http://ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc8a7b70693248.htm>>.
- 12) [Http://www.srfm.cz/index.htm](http://www.srfm.cz/index.htm) [online]. 12. ledna 2011 [cit. 2011-04-30]. Koncepce oboru Rehabilitační a fyzikální lékařství. Dostupné z WWW: <[http://www.srfm.cz/koncepce\\_MZ.htm](http://www.srfm.cz/koncepce_MZ.htm)>.
- 13) REICHMANN, T. *Klinika rehabilitačního lékařství I LF UK a VFN v Praze* [online]. 2006 [cit. 2010-11-30]. O klinice. Dostupné z WWW: <<http://reha.lf1.cuni.cz/>>.
- 14) JELÍNKOVÁ, J; KRIVOŠÍKOVÁ, M. Koncepce oboru ergoterapie. In *Koncepce oboru ergoterapie* [online]. Praha: ČAE, 2007 [cit. 2010-11-15]. Dostupné z WWW: <[http://www.ergoterapie.cz/files/koncepce\\_oboru\\_ergoterapie.pdf](http://www.ergoterapie.cz/files/koncepce_oboru_ergoterapie.pdf)>.
- 15) CHLUMECKÁ, J; JERSÁKOVÁ, A. Funkční ergoterapeutické vyšetření ruky. In *8. sjezd České společnosti chirurgie ruky* [online]. Harrachov: Česká společnost chirurgie ruky, 2005 [cit. 2010-10-30]. Dostupné z WWW: <<http://handsurgery.cz/pdf/Abstraktasjezdharachov.pdf>>.
- 16) KLASIFIKACE A NÁPLŇ OBORU FYZIOTERAPIE. In *Koncepce oboru fyzioterapie* [online]. Praha: UNIFY ČR, 2005 [cit. 2011-12-04]. Dostupné z WWW: <<http://www.unify-cr.cz/koncepce/koncepce-oboru-fyzioterapie.html>>.
- 17) PFEIFFER, J. *Ergoterapie II*. Brno: IDV SZP Brno, 1998. 274 s. ISBN 80-7013-020-2.
- 18) ŠTIKOVÁ, I. Úloha fyzioterapeuta v rámci pracovní rehabilitace - ergodiagnostiky. In *Úloha fyzioterapeuta v rámci pracovní rehabilitace - ergodiagnostiky* [online]. Ústí nad Labem, : Krajská zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z., 2008 [cit. 2010-11-08]. Dostupné z WWW: <[http://www.euroeduka.eu/stahnout/20081103/Uloha\\_fyzioterapeuta\\_v\\_ramci\\_pracovni\\_rehabili.pdf](http://www.euroeduka.eu/stahnout/20081103/Uloha_fyzioterapeuta_v_ramci_pracovni_rehabili.pdf)>.
- 19) *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu* [online]. 2009 [cit. 2011-01-08]. 3D kinematická analýza. Dostupné z WWW: <[http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com\\_content&view=category&id=44&layout=blog&Itemid=59](http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_content&view=category&id=44&layout=blog&Itemid=59)>.

- 20) DRÁBEČKOVÁ, P. *Jebsen-Taylorovo standardizované hodnocení pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin*. Praha, 2009. 62 s. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze.
- 21) *Wikipedia* [online]. 2010 [cit. 2011-01-12]. Motion capture. Dostupné z WWW: <[http://en.wikipedia.org/wiki/Motion\\_Capture](http://en.wikipedia.org/wiki/Motion_Capture)>.
- 22) GREENEMEIER, L. E-Motion: Next-Gen Simulators to Blur the Line between Person and Avatar. *Scientific American: Technology* [online]. 2009, [cit. 2011-04-30]. Dostupný z WWW: <<http://www.scientificamerican.com/article.cfm?id=next-generation-simulator>>.
- 23) FURNISS, M. *MIT Communications Forum* [online]. 2004 [cit. 2010-12-12]. Motion Capture . Dostupné z WWW: <<http://web.mit.edu/comm-forum/papers/furniss.html#35>>.
- 24) GLEICHER, M. Animation From Observation: Motion Capture and Motion Editing. *Http://www.cs.wisc.edu/graphics/Papers/Gleicher/MocapMusings/11Z-Gleicher-AnimObsArticle.pdf : Special Issue on Applications of Computer Vision to Computer Graphics*. [online]. 2001, 33, [cit. 2010-12-08]. Dostupný z WWW: <<http://www.cs.wisc.edu/graphics/Papers/Gleicher/MocapMusings/11Z-Gleicher-AnimObsArticle.pdf>>.
- 25) VINKLER, M. *Snímání a rekonstrukce pohybu postavy*. Brno, 2009. 45 s. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Dostupné z WWW: <[http://is.muni.cz/th/208036/fi\\_b/bc.pdf](http://is.muni.cz/th/208036/fi_b/bc.pdf)>.
- 26) HOVORA, J. Motion Capture - teorie i praxe. *Pixel*. 2008, 3, s. 26-29. ISSN 1211-5401.
- 27) BŘEZINA, P. *Pavka.shotzone.cz* [online]. 2009 [cit. 2010-12-08]. Motion Capture. Dostupné z WWW: <<http://pavka.shotzone.cz/motioncapture/motioncapture.html#motioncapture-technologie>>.
- 28) BODLÁK, I; ALTMAN, J. PROJEKT: „HUMET“ : Etapa: 5. Vyhodnocení dat HUMET Vyhodnocování pohybu postižené končetiny. In *PROJEKT: „HUMET“* [online]. Praha: Princip a.s., 2010 [cit. 2011-01-12]. Dostupné z WWW: <<http://isle.princip.cz/download/humet/wms/doc/report/wrist-crit-1.0.0.pdf>>.
- 29) BODLÁK, I; ALTMAN, J. PROJEKT: „HUMET“ : Etapa: 5. Rozšíření vyhodnocování pohybu postižené končetiny. In *PROJEKT: „HUMET“* [online].

- Praha: Princip a.s., 2010 [cit. 2011-01-12]. Dostupné z WWW: <<http://isle.princip.cz/download/humet/wms/doc/report/wrist-crit2-1.1.0.pdf>>.
- 30) HERMAN, D. *Lokální navigace autonomního mobilního robota*. Brno, 2010. 72 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií, Ústav inteligentních systémů. Dostupné z WWW: <<http://www.fit.vutbr.cz/study/DP/rpfile.php?id=9221>>.
- 31) ORMAN, M. Motion capture. In *High Definition Motion Capture* [online]. Nashua: Tyrell Innovations, 2009 [cit. 2010-12-12]. Dostupné z WWW: <[http://tyrell-innovations-usa.com/shop/index.php?option=com\\_content&view=article&id=9&Itemid=8](http://tyrell-innovations-usa.com/shop/index.php?option=com_content&view=article&id=9&Itemid=8)>.
- 32) WELCH, G; FOXLIN, E. Motion Tracking: No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal. *Motion Tracking Survey* [online]. 2002, [cit. 2011-11-20]. Dostupný z WWW: <[http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/cga02\\_welch\\_tracking.pdf](http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/cga02_welch_tracking.pdf)>.
- 33) NĚMEC, M. *Miloš Němec* [online]. 2003 [cit. 2010-12-12]. MEMS - předchůdce nanotechnologií. Dostupné z WWW: <<http://www.milosnemec.cz/clanek.php?id=101>>.
- 34) CUMMINGS, J.L. Mini-Mental State Examination: Norms, Normals, and Numbers . *JAMA: The Journal of the American Medical Association* [online]. 1993, 18, [cit. 2010-11-30]. Dostupný z WWW: <<http://jama.ama-assn.org/content/269/18/2420.full.pdf+html>>.
- 35) TOMBAUGH, T; McINTYRE, N. The Mini-Mental State Examination: A comprehensive review . *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 1992, 40, 9, [cit. 2010-11-30]. Dostupný z WWW: <<http://psycnet.apa.org/psycinfo/1993-08048-001>>.
- 36) HENDL, J. *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. 1. vyd. Praha: Portál, 2005. 408 s. ISBN 80-7367-040-2.
- 37) FERJENČÍK, J. *Úvod do metodologie psychologického výzkumu: jak zkoumat lidskou duši.*, 1. vyd. Praha: Portál, 2000. 255 s. ISBN 80-7178-367-6.
- 38) HAŠKOVCOVÁ, H. *Informovaný souhlas - Proč a jak?*. 1. vyd. Praha: Galén, 2007. 104 s. ISBN 978-80-7262-497-3.
- 39) ŠPUNDA, M, et al. *Zdravotnická informatika*. Praha: Karolinum, 2007. Základy biomedicínské statistiky, s. 194. ISBN 978-80-246-1378-9.

- 40) CULHANE, K.M, et al. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing* [online]. 2005, 34, [cit. 2011-02-01]. Dostupný z WWW: <<http://ageing.oxfordjournals.org/content/34/6/556.full.pdf>>.
- 41) KUMAHARA, H; TANAKA, H; SCHUTZ, Y. Daily physical activity assessment: what is the importance of upper limb movements vs whole body movements?. *International Journal of Obesity*. 2004, 28, s. 1105-1110. Dostupný také z WWW: <<http://www.nature.com/ijo/journal/v28/n9/pdf/0802712a.pdf>>. ISSN 0307-0565.
- 42) USWATTE, G, et al. Objective Measurement of Functional Upper-Extremity Movement Using Accelerometer Recordings Transformed With a Threshold Filter. *Stroke - Joournal of the American Heart Association*. 2000, no. 31, s. 662-667. Dostupný také z WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/cgi/content/full/31/3/662>>. ISSN 1524-4628.
- 43) USWATTE, G, et al. Ambulatory Monitoring of Arm Movement Using Accelerometry: An Objective Measure of Upper-Extremity Rehabilitation in Persons With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005, vol. 86, č. 7, s. 1498-1501.
- 44) IKTA.CZ [online]. 2011 [cit. 2011-03-19]. IKTA - CMP. Dostupné z WWW: <<http://www.ikta.cz/index.php>>.
- 45) KOLÁŘ, P, et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- 46) BRÁZDIL, M. Neglect syndrom a „příznak skrytého vidění“. *Neurologie pro praxi*. 2002, č. 3, s. 146-148. Dostupný také z WWW: <[http://www.solen.sk/index.php?page=pdf\\_view&pdf\\_id=2105&magazine\\_id=3](http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=2105&magazine_id=3)>.

## **11 Přílohy**

### **11.1 Příloha č. 1 - Seznam použitých zkratek**

- MoCap - Motion capture, systém pro snímání pohybu ve 3D prostoru
- KRL 1.LF UK a VFN v Praze – Klinika rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze
- VR – Virtuální realita
- WIFI - Označení pro několik standardů popisujících bezdrátovou komunikaci v počítačových sítích

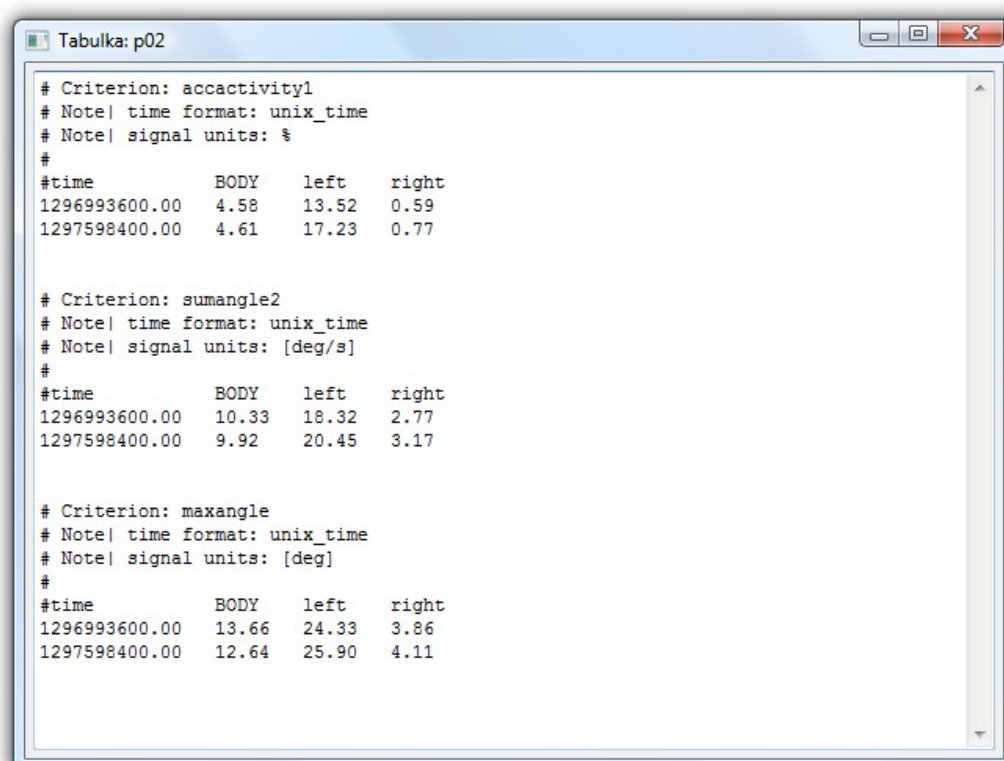
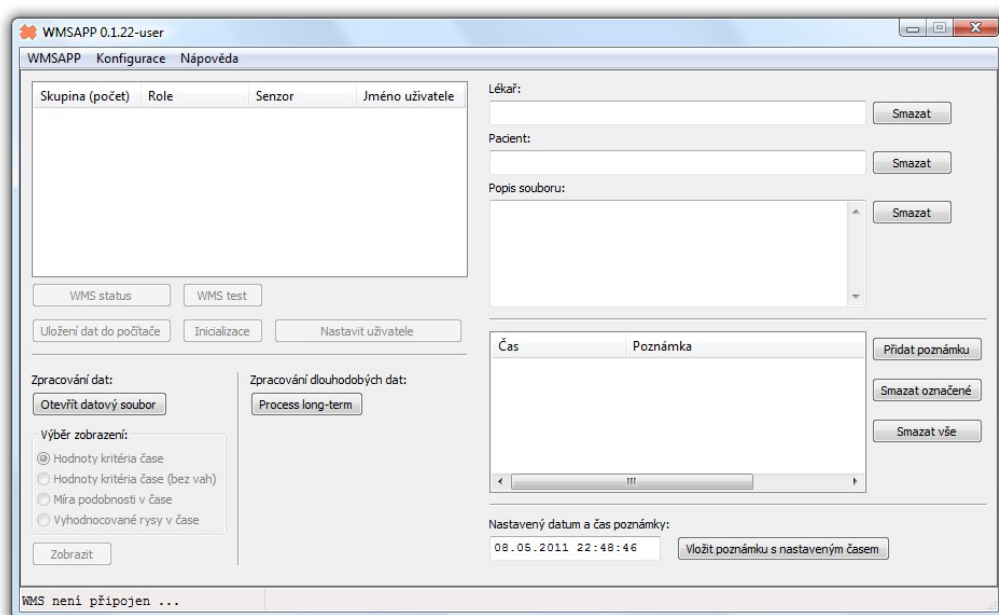
## 11.2 Příloha č. 2 - Indikace stavu inerciální jednotky pomocí LED diod

Senzor není připojen k počítači, nabíječe				
oranžová	modrá	červená	status	akce
			sleep mód, prázdná baterie	nic, nabít připojením k zapnutému počítači, nebo k nabíječe
	bliká (dlouhé pomlky)		měření	užívat si měření
bliká (jednou za vteřinu)	bliká (dlouhé pomlky)		paměť začíná být zaplněná	za hodinu dojde k zaplnění paměti senzoru připojit k PC a vyčíst data
		bliká, svítí	vybitá baterie, zaplněná paměť, nekorektně smazaná paměť, není synchronizace	připojit k PC, vyčíst data a inicializovat senzor, nechat nabít baterii
střídavě blikají za sebou po dobu delší než 3 minuty			senzor je poškozen	vyřadit senzor, kontakt servisu

Senzor je připojen k počítači, nabíječe				
oranžová	modrá	červená	status	akce
			špatný kontakt kabelu, nebo je senzor poškozen	zkontrolovat připojení kabelu, pokud se senzor nerozsvítí, vyřadit senzor a kontaktovat servis
střídavě blikají za sebou			baterie úplně vybitá, baterie se začíná nabíjet	vyčkat, až dojde k částečnému nabití baterie (cca 5 minut), pak lze teprve vyčíst data a inicializovat senzory
	bliká		nabíjení baterie,	vyčkat na nabití baterie
	svítí		baterie je nabitá	provést měření
		svítí	senzor není inicializován	vyčíst data, inicializovat senzor, provést měření
střídavě blikají za sebou			mazání paměti	vyčkat na dokončení operace (cca 3 minuty) pokud déle než 3 minuty, pak je senzor poškozen
bliká (rychle)			vyčítání paměti	vyčkat na dokončení operace



### 11.3 Příloha č. 3 - WmsAPP 0.1.22



## 11.4 Příloha č. 4 – WMSBASE

Dobíjecí adaptér pro baterie inerciálních jednotek umožňující bezdrátové zaslání dat na vzdálený server.



## 11.5 Příloha č. 5 - Souhrn cviků<sup>23</sup>

### **Cvik č. 1 – Zvedání paží**

1a – zvedání paží v sedu

1b – zvedání paží v leže

### **Cvik č. 2 – Pití z láhve**

2a – pití z láhve jednou rukou

2b – pití z láhve obouruč

### **Cvik č. 3 – Nácvik přetáčení předloktí a ruky (supinace pronace)**

3a – přetáčení nemocné ruky samostatně

3b – přetáčení nemocné ruky s dopomocí zdravé ruky – dlaň vzhůru

3c – přetáčení nemocné ruky s dopomocí zdravé ruky – dlaň dolů

3d – přetáčení předloktí a ruky obouruč – ruce na stole

3e – přetáčení předloktí a ruky obouruč – ruce nad stolem

### **Cvik č. 4 – Nalévání vody z láhve do hrnku**

---

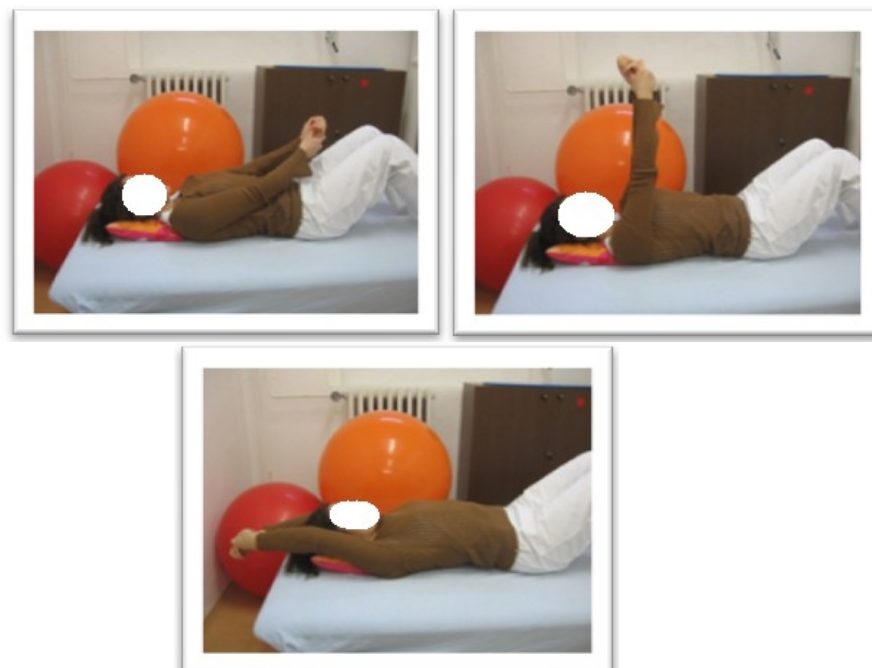
<sup>23</sup> Souhrn cviků navržen a graficky ztvárněn terapeutky z Kliniky rehabilitačního lékařství 1.LF

### **Cvik č. 1 – Zvedání paží**

1a – zvedání paží v sedu



1b – zvedání paží v leže

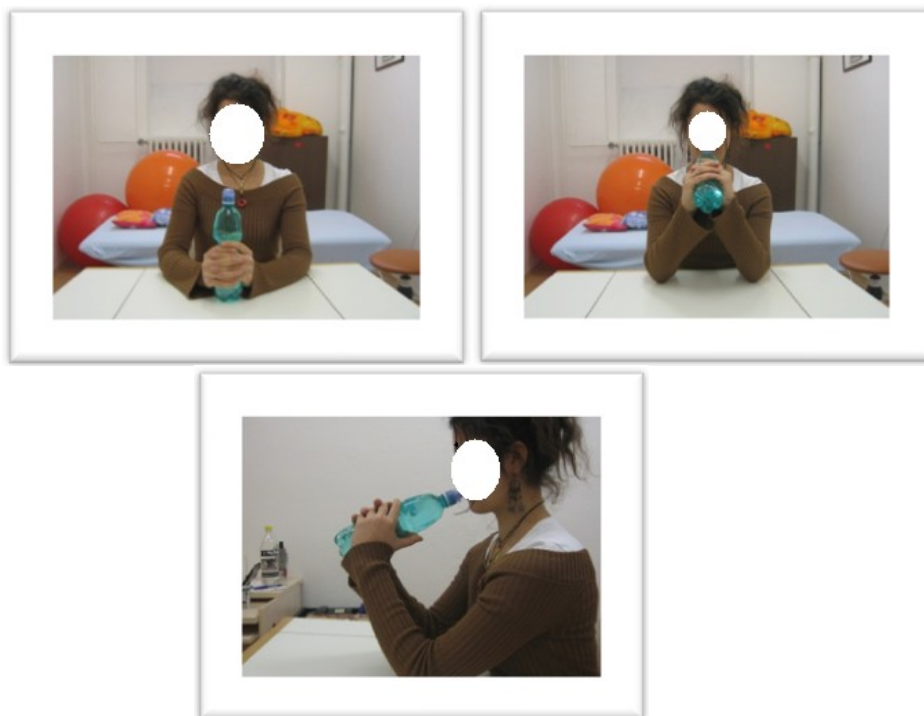


**Cvik č. 2 – Pití z láhve postiženou rukou**

2a - pití z láhve postiženou rukou

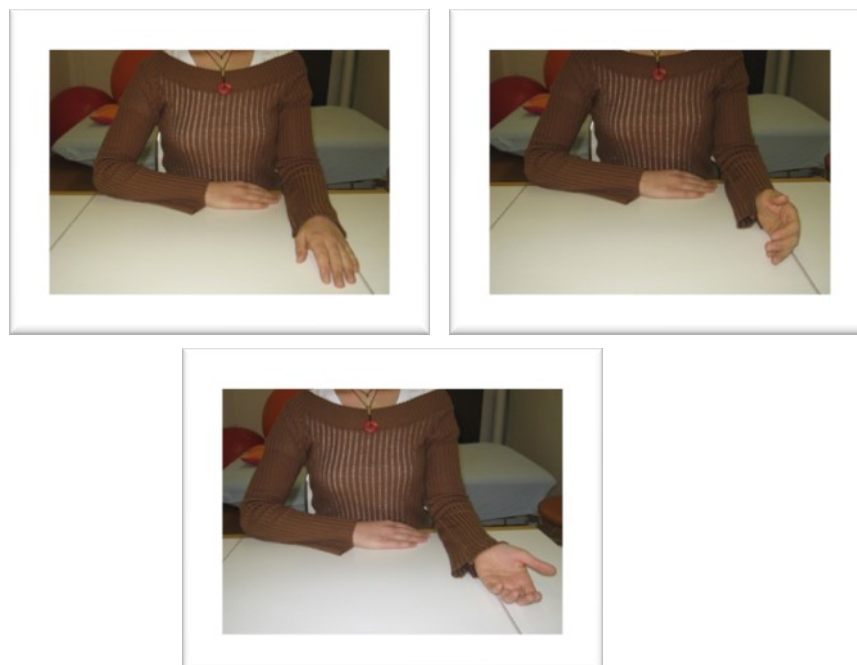


2b - pití z láhve obouruč

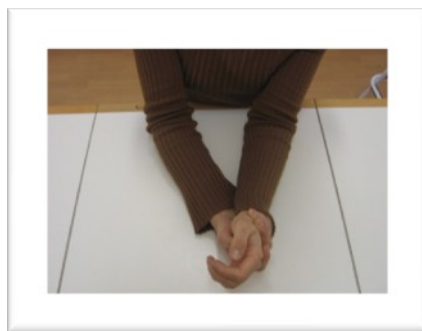


**Cvik č. 3 – Nácvik přetáčení dlaně nahoru/dolu (supinace/pronace)**

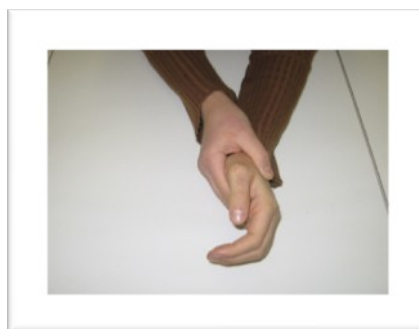
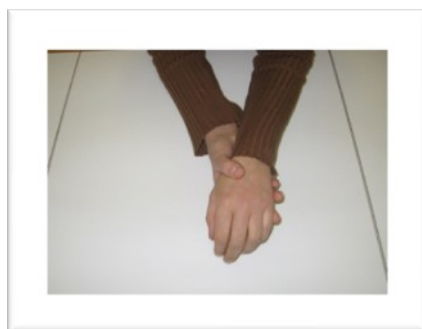
3a – přetáčení nemocné ruky samostatně



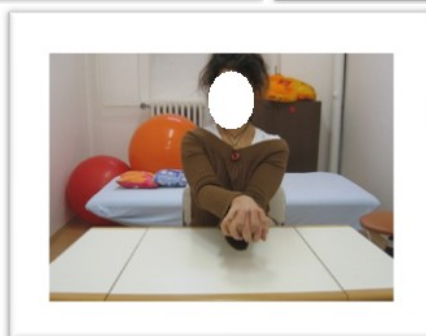
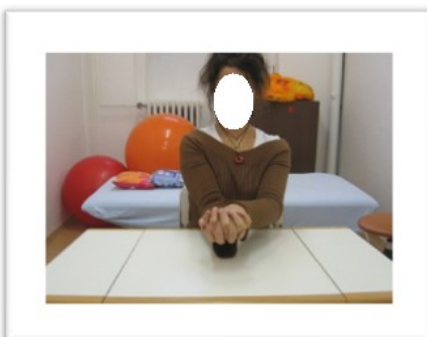
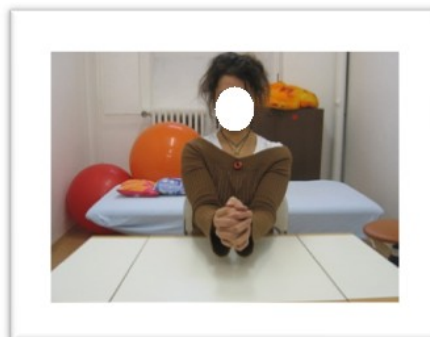
3b – přetáčení nemocné ruky s dopomocí - dlaň vzhůru



3c – přetáčení nemocné ruky s dopomocí - dlaň dolů



3d – přetáčení předloktí a ruky obouřuč, lokty nad stolem (nebo na stole)



#### **Cvik č. 4 – Nalévání vody z láhve do hrnku**

3a – nalévání vody do hrnku z láhve





## 11.6 Příloha č. 6 - Dotazník

### DOTAZNÍK V RÁMCI PROJEKTU „NÁRAMKY“

1) Vnímáte projekt „náramky“ jako přínosný?

- a. Ano – pokračujte otázkou č. 2
- b. Ne – pokračujte otázkou č. 3

2) V čem je pro Vás projekt „náramků“ přínosný?

- a. Jsem více aktivní
- b. Naučil/a jsem se nové cviky
- c. Zlepšila se moje soběstačnost
- d. Jinak, uveďte jak:

.....  
.....

3) Nošení náramků pro Vás bylo:

- a. Nevadilo mi
- b. Snesitelné
- c. Nepříjemné, uveďte proč:

.....  
.....

d. Velmi obtěžující, uveďte proč:

.....  
.....

4) Při jakých aktivitách pro Vás bylo nošení náramků omezující?

.....  
.....  
.....

- 5) Nasazení a sundání „náramků“:
- a. Jsem zvládl/a zcela samostatně
  - b. Jsem zvládl/a zcela samostatně, ale trvalo mi to delší dobu
  - c. Jsem zvládl/a pouze s dopomocí druhé osoby
- 6) Byly informace, které jste dostal/a k projektu a zacházení s „náramky“ dostačující?
- a. Ano
  - b. Nebyly, uveďte, co jste postrádal/a:  
.....  
.....
- 7) Stahování dat z „náramků“ jste prováděl/a :
- a. Samostatně
  - b. S dopomocí druhé osoby
- 8) Jaký jste měl/a pocit, že jste díky náramkům tzv. pod dohledem?
- a. Byla to pro mě motivace k větší aktivitě
  - b. Bylo mi to nepříjemné
  - c. Jiné, uveďte jaké:  
.....  
.....
- 9) Měl/a byste zájem znovu se zúčastnit měření s náramky?
- a. Ano
  - b. Ne, uveďte proč:  
.....  
.....
- 10) Prosím uveďte Vaše připomínky ke vzhledu náramků:  
.....  
.....  
.....

11) Nastaly během měření komplikace s náramky?

a. Ano – jaké:

.....  
.....

b. Ne

12) Uveďte prosím Váš věk:

.....

13) Vaše pohlaví:

a. Žena

b. Muž

14) Jméno:

.....

## 11.7 Příloha č. 7 – Informovaný souhlas

*Název diplomové práce:*

Využití technických prostředků pro posouzení vlivu rehabilitace na pohyb horních končetin

*Řešitel:*

Bc. Pavlína Svozílková

*Popis:*

Cílem práce je zjistit, zda lze v rehabilitaci využít inerciální systém k měření aktivity horní parietické končetiny. U každého probanda proběhne měření denní aktivity po dobu 4 týdnů a také měření domácího cvičení vybraných cviků. Každý účastník má na sobě 3 inerciální jednotky – pravé a levé zápěstí, levá strana u pasu. Získaná data budou statisticky vyhodnocena a využita v závěrech práce.

*Informovaný souhlas:*

- Přečetl jsem si informaci o probíhané studii a bylo mi umožněno položit řešiteli odpovědnému za studii jakýkoliv dotaz ohledně průběhu studie jak před, tak během jejího konání.
- Vím, že účast ve studii je dobrovolná.

**Svým podpisem potvrzuji účast na studii a povoluji použití údajů o mé osobě v diplomové práci. Vše s ohledem na Zákon č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů.**

*Jméno probanda:*

Datum:

Podpis:

*Jméno řešitele:* Bc. Pavlína Svozílková

Datum:

Podpis: